



Le mouvement segmentaire au service du déplacement dans la marche : analyse couplée des deux niveaux

Antoine Marin

► To cite this version:

Antoine Marin. Le mouvement segmentaire au service du déplacement dans la marche : analyse couplée des deux niveaux. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Rennes 2, 2014. Français. NNT : 2014REN20039 . tel-01127448

HAL Id: tel-01127448

<https://theses.hal.science/tel-01127448>

Submitted on 7 Mar 2015

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



THÈSE / UNIVERSITÉ RENNES 2

*sous le sceau de l'Université européenne de
Bretagne*

pour obtenir le titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ RENNES 2

Mention : STAPS

École doctorale VAS

présentée par

Antoine Marin

Préparée à l'Équipe d'Accueil (n°1274)

Laboratoire M2S

Mouvement Sport Santé

Le mouvement
segmentaire au
service du
déplacement dans
la marche :
analyse couplée
des deux niveaux.

Thèse soutenue le 15 décembre 2014

devant le jury composé de :

Manh-Cuong Do

Professeur, Université Paris-Sud 11 / **président**

Christine Azevedo-Costes

Chargée de recherches (HDR), INRIA Montpellier/ **rapporteur**

Philippe Soueres

Directeur de recherches CNRS, LAAS Toulouse/ **rapporteur**

Franck Multon

Professeur, Université Rennes 2/ **examineur**

Armel Crétual

Maitre de Conférence (HDR), Université Rennes 2/ **Directeur
de thèse**

" Du Chaos naissent les étoiles... "

Charly Chaplin

Table des matières

Introduction	1
1 Revue de la littérature	3
1.1 La marche.	3
1.1.1 La marche : un mouvement.	5
1.1.1.1 Paramètres spatio-temporels	5
1.1.1.2 Cinématique et dynamique de la marche	8
1.1.1.3 Marche en courbe	12
1.1.2 La marche : un déplacement.	16
1.1.2.1 Loi de puissance	16
1.1.2.2 Élaboration des trajectoires	18
1.1.2.3 Contrôle de la trajectoire	20
1.1.2.4 Navigation dans un environnement contraint.	23
1.2 La simulation du mouvement humain	33
1.2.1 Simulation cinématique	34
1.2.1.1 Cinématique directe	34
1.2.1.2 Cinématique inverse	34
1.2.2 Simulation dynamique	37
1.2.2.1 Pendule inverse	37
1.2.2.2 Passive Dynamics Walking	38
1.2.2.3 Méthodes d'optimisation	38
Synthèse et objectifs	41
2 Quand deux personnes se croisent.	43
2.1 Objectifs	44
2.1.1 Rappels sur la MPD	44
2.1.2 Bilan et objectifs	47
2.2 Méthodologie générale	47

2.2.1	Protocole expérimental	47
2.2.2	Analyse biomécanique et statistique	48
2.3	Résultats	50
2.3.1	MPD et Distance initiale	50
2.3.2	Paramètres temporels	52
2.3.3	Effets et contributions	52
2.3.4	Influence de la distance	54
2.4	Discussion	58
3	De la trajectoire aux empreintes de pas.	61
3.1	Méthodologie générale	62
3.1.1	Protocole expérimental	62
3.1.2	Traitement des données brutes	64
3.1.3	Analyse biomécanique	66
3.2	Analyse des données de captures de mouvements	69
3.2.1	Reproductibilité de la trajectoire	70
3.2.2	Généralités	70
3.2.3	Détections des pas en virage	72
3.2.4	La longueur du pas	73
3.2.5	La largeur du pas	75
3.3	Modélisation de la position du pied	76
3.3.1	Méthodologie	76
3.3.2	Résultats	78
3.3.2.1	Modélisation des longueurs de Pas.	78
3.3.2.2	Modélisation des largeurs de Pas.	80
3.3.2.3	Modélisation des positions.	82
3.4	Discussion	85
4	De la pose des pieds aux mouvements des jambes.	93
4.1	Introduction	93
4.2	Modélisation de la marche.	94
4.2.1	Définition du squelette	94
4.2.2	Modélisation du pied	96
4.2.3	Identification des contraintes	98
4.2.4	Méthodologie de validation.	99
4.3	Résultats	102
4.3.1	Identification des contraintes.	102
4.3.2	Définition des pondérations.	102
4.3.3	Respect de la contrainte appliquée au talon.	103

4.3.4	Marche valide.	103
4.3.4.1	Adultes en ligne droite.	104
4.3.4.2	Adultes en virage.	105
4.3.4.3	Enfants en ligne droite.	105
4.3.5	Application à la marche en équin	108
4.3.6	Conclusion	109
Conclusion et perspectives		113
Annexes		
Bibliographie		119
Liste des figures		137
Liste des tableaux		140
Publications liées à la thèse		141
Discographie		143

Introduction

À une époque où la mobilité est devenue une nécessité, la locomotion humaine, en particulier la marche, tient une place prépondérante dans notre société. L'attention qui lui est portée par les domaines du sport, des neurosciences, de la médecine, de l'ergonomie ou encore de la robotique et de l'animation d'humains virtuels en est le reflet.

La marche est un mécanisme complexe impliquant l'élaboration de trajectoires dans des milieux divers et variés et la réalisation des mouvements segmentaires qui permettent de les parcourir. Elle est alors dépendante de l'environnement, des obstacles et autres individus qui le peuplent mais également des capacités physiques du corps humain. De part cette complexité, l'étude de la marche est généralement compartimentée en deux niveaux : la génération de trajectoires locomotrices d'une part et les mouvements des membres d'autre part. Le premier s'intéresse à la compréhension des mécanismes qui permettent à un individu de naviguer d'un point à un autre en toute sécurité, qu'ils soient physiques ou neurologiques. Il s'attache à comprendre les relations entre la géométrie de la trajectoire et la vitesse de déplacement ou encore la manière dont un piéton va modifier l'une ou l'autre pour contourner un obstacle ou éviter un autre individu. Le second porte son attention sur la réalisation du mouvement à l'origine du déplacement du marcheur. En particulier, il cherche à déterminer des invariants de la locomotion qui permettent de caractériser le mouvement de marche. En revanche, ces critères d'identification sont bien souvent établis en ligne droite et le mouvement est rarement mis au regard de la trajectoire (et inversement). Ces deux aspects sont pourtant fortement liés puisque le mouvement permet le déplacement, en contre partie le déplacement voulu par le piéton conditionne l'enchaînement segmentaire à mettre en place.

Ce travail de thèse s'intéresse au processus global qui permet au piétons de se déplacer. Il n'a pas, bien entendu, la prétention de comprendre la marche dans sa globalité mais s'intéresse au lien qui réside entre les deux niveaux d'analyse que sont la trajectoire et les mouvements segmentaires. L'objectif général est alors de comprendre comment une modification de la trajectoire entraîne une adaptation des mouvements segmentaires. L'identification d'un palier intermédiaire qui a des caractéristiques communes avec les deux autres.

Ainsi, ce document est organisé de la manière suivante : dans le chapitre 1 nous proposerons une revue de littérature consacrée à l'étude de la marche sous ses aspects de mouvements segmentaires d'une part, du point de vue de la trajectoire d'autre part. Nous commencerons par

aborder les critères spécifiques à la marche qui la distinguent du reste du répertoire de mouvements dont dispose l'homme. Ce chapitre s'intéressera ensuite au niveau plus global qu'est l'analyse des trajectoires, plus particulièrement les trajectoires courbes, en lien avec l'environnement du piéton. Enfin, les méthodes de simulation de la marche seront exposées dans une deuxième partie de chapitre. Les techniques reconnues seront exposées en précisant leurs application, leurs avantages et leurs limites. Le bilan de ce chapitre nous permettra alors de fixer l'objectif de ce travail. Le chapitre 2 intéressera au niveau global d'analyse : les trajectoires. Plus précisément, celui-ci proposera une analyse quantifiée d'un sous-ensemble des trajectoires locomotrices : le croisement de piétons. Le chapitre 3 a pour ambition d'étudier le lien entre la trajectoire et les mouvements segmentaires à l'origine de sa réalisation. Cette mise en relation passe par une approche de discrétisation de la trajectoire *pas par pas*. À l'issue de ce chapitre nous proposons une modélisation de la pose des pieds tenant compte de la trajectoire suivie. Le chapitre 4 se propose de générer les mouvements segmentaires en lien avec les endroits de pose de pieds. Sur la base de travaux antérieurs nous proposons une nouvelle méthodologie pour simuler le mouvement de marche. Enfin, la dernière partie de ce document dressera le bilan de ce travail. Elle permettra d'en discuter les principaux résultats et d'évoquer les perspectives qu'offre chacune des trois études.

Chapitre 1

Revue de la littérature

1.1 La marche.

La locomotion humaine, en particulier la marche, fait l'objet de nombreuses études. Tant en terme de mouvements, considérant le corps humain comme un ensemble de segments mobiles liés les uns par rapport aux autres via les articulations (figure 1.1a), qu'en terme de déplacement, on s'intéresse alors aux variations d'un point représentatif (en général le centre de masse, figure 1.1b). Dans Cette première partie de chapitre nous détaillerons ces deux niveaux d'étude. En particulier, on s'intéressera aux différences observables entre une marche en ligne droite et marche en trajectoire courbe.

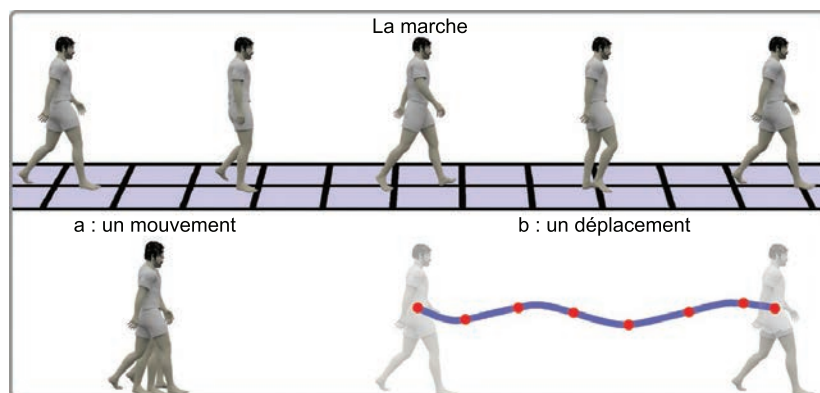


Figure 1.1 - Les deux niveaux d'analyse de la marche. Elle est vue comme les mouvements segmentaires autour de de l'origine de la chaîne cinématique (a) ou comme le déplacement d'un point représentatif du corps (b).

Que l'on s'intéresse au premier niveau d'analyse (le mouvement) ou au second (les trajectoires), il est dans un premier temps nécessaire de proposer une simplification du corps humain. Dans le premier cas, la tâche consiste à simplifier le système musculo-squelettique complexe par une représentation plus globale des propriétés musculaires, osseuses, tissulaires,... En effet, bien que celui-ci soit largement étudié, il n'en demeure pas moins que nos connaissances au sujet du corps humain sont encore trop minces pour espérer pouvoir le représenter dans toute sa complexité. Il est donc représenté comme un système mécanique composé des solides rigides liés par des articulations possédant un nombre de degrés de liberté allant de un (liaison pivot) à trois (liaison rotule). Cette modélisation (figure 1.2), inspirée de la robotique, est utilisée dans des domaines tels que l'analyse du geste sportif ou l'ergonomie et permet d'extraire des variables cinématiques comme les angles articulaires, et donc par dérivation les vitesses et accélérations angulaires [Begon2005a]. Wu et collaborateurs proposent d'ailleurs de mettre en place un standard international pour l'extraction des données cinématiques issues de captures de mouvements [Wu2002, Wu2005], dans lequel ils définissent les positions des centres articulaires relativement à des repères anatomiques externes, ainsi que leurs axes de rotations.

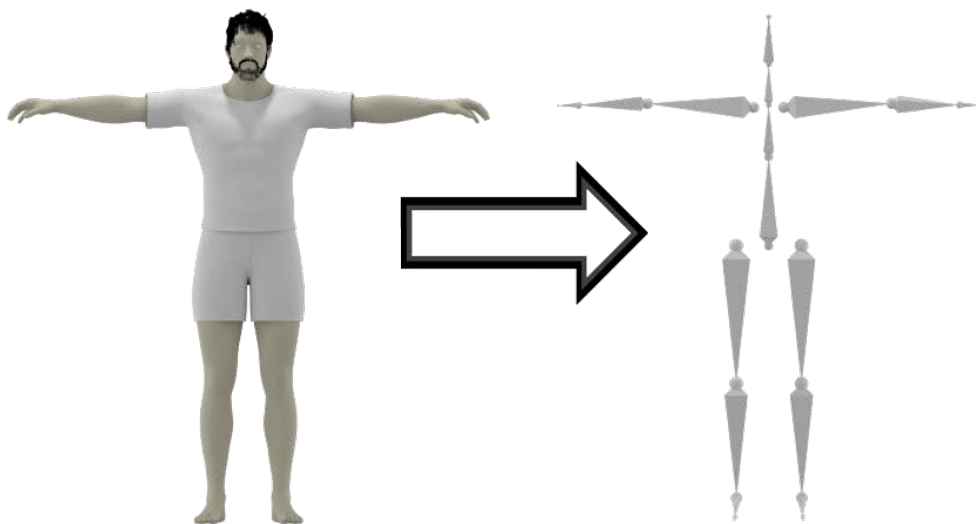


Figure 1.2 - Représentation simplifiée du corps humain.

L'analyse du mouvement ne se cantonne pas aux variables cinématiques. Que ce soit pour l'étude de la marche [Saunders1953, Andriacchi1977], du geste sportif [Begon2005a, Begon2005b, Martin2013] ou du geste professionnel [Cheng1998, de Looze1992], le calcul des paramètres inertiels devient nécessaire dès lors que l'on souhaite estimer les forces articulaires ou mettre en lien la physique avec la physiologie du mouvement. À cet effet, un certain nombre de modèles anthropométriques ont été proposés. Un des plus anciens [Dempster1955] est issu de données obtenues sur des cadavres. Les grandeurs (masses, longueur,...) relatives à chaque segment y sont reportées et exprimées en pourcentage soit de la masse du sujet pour les masses segmentaires, soit de sa taille pour les longueurs. Les positions des centres de masses segmentaires relativement à des points anatomiques caractéristiques y sont également présentées. Pour généraliser ce modèle, Winter [Winter1990] l'adapte en utilisant comme points de références les centres articulaires. Cependant, Zatsiorsky et collaborateurs font remarquer que la nature des tissus organiques et la densité des ossements varient fortement entre un sujet en bonne santé

et un sujet âgé (*a fortiori* chez un cadavre). Les données proposées par Dempster sont alors relativement inexactes. Ils proposent ainsi une version obtenue par l'utilisation de l'imagerie par résonance magnétique [Zatsiorsky1990] chez des sujets jeunes et sportifs. À l'image du modèle proposé par Dempster, leur méthode s'appuie sur les positions de marqueurs anatomiques externes, De Leva [De Leva1996] propose une version basée sur l'utilisation des positions des centres articulaires comme points de référence. Ces tables anthropométriques permettent, par conséquent, de déterminer la position du centre de masse (CDM) qui est la plupart du temps pris comme point représentatif de la position du sujet dans le second niveau d'analyse.

1.1.1 La marche : un mouvement.

La marche est un mouvement bien spécifique, l'œil humain est d'ailleurs capable de reconnaître un individu à sa démarche (y compris dans le cas d'une représentation dégradée) [Cutting1977]. Depuis l'Antiquité, avec Léonard de Vinci notamment, jusqu'à maintenant, la communauté scientifique n'a cessé de faire émerger les caractéristiques propres à ce mouvement. Cette première partie de chapitre aura pour objectif de les synthétiser. Les sections 1.1.1.1 et 1.1.1.2 porteront sur la marche dite « normale » ou « saine » et en ligne droite. Les trajectoires courbes, qui sont bien souvent des extensions de la marche en ligne droite seront traitées dans la section 1.1.1.3.

1.1.1.1 Paramètres spatio-temporels

Ainsi, la marche est tout d'abord vue comme un événement cyclique, appelé la foulée [Gage1989], reconnaissable par de nombreuses caractéristiques. De part leur relative simplicité d'accès, les paramètres spatio-temporels sont parmi les plus représentés dans la littérature. En premier lieu, la notion de cycle nécessite de déterminer un début et une fin, qui par définition sont représentés par la même occurrence. Plusieurs événements spécifiques ont pu être observés. Malgré cela, un consensus au sein de la communauté scientifique consiste à considérer l'instant où un des deux talon entre en contact avec le sol comme étant l'initiation d'une foulée. Celle-ci résulte d'un mouvement caractéristique : le pas. Celui-ci est constitué des événements que se déroulent entre deux contacts de talon successifs. La foulée peut également être séquencée en phase d'appui et phase d'oscillation du pied, et est constituée d'événements dont la position temporelle est exprimée en pourcentage de la durée totale du cycle (0% pour le contact initial et 100% pour le contact final, figure 1.3) de la manière suivante [Inman1981, Alexander2003]) :

- Le double appui de réception entame le cycle, il débute donc par le contact du talon avec le sol et se termine avec le décollement des orteils du pied opposé. Cette phase de la foulée représente, chez une personne non-pathologique, 10% de sa durée totale.
- Vient ensuite une phase de simple appui qui va se terminer au contact du talon controlatéral avec le sol (qui marque le début du cycle pour le pied en question et le début d'un nouveau pas). Cet épisode se déroule sur 40% de la durée du cycle.
- Une seconde phase de double appui débute alors. Appelée double appui de propulsion (10% du cycle également), il se termine au décollement des orteils qui amène à l'initiation de la phase d'oscillation.

- La phase d'oscillation va donc courir sur les 40% restants du cycle. Pendant cet intervalle le pied n'est plus en contact avec le sol. Le contact du talon avec le sol met fin au cycle en cours et initie la foulée suivante.

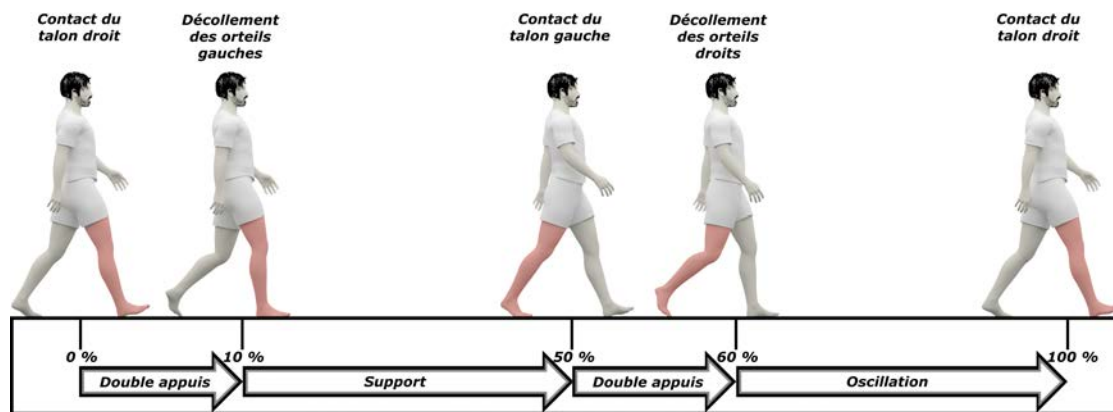


Figure 1.3 - Description des différentes phases d'une foulée (droite).

En somme, les phases de double appui représentent 20% de la foulée. Leurs durées diminuent avec l'augmentation de la vitesse de marche [Nilsson1985, van Emmerik1996] jusqu'à disparaître au moment du passage de la marche vers la course [Kirtley1985, Vaughan1992]. La vitesse peut être définie comme étant le produit de la fréquence de foulée ($F_{foulée}$, également appelée cadence lorsqu'elle est exprimée en foulée/minute) par la longueur de foulée ($L_{foulée}$) [Inman1981] :

$$V = F_{foulée} * L_{foulée} \quad (1.1)$$

En pratique, la foulée peut être vue à un niveau plus élémentaire : le pas. Une foulée est constituée de deux pas, un pas à gauche lorsque le pied gauche est en phase d'oscillation et inversement. Or, un pas représente 50% du cycle ainsi la fréquence de pas est deux fois supérieure à la fréquence de foulée. La longueur de pas par ailleurs, correspond à la distance entre un point du pied (bien souvent le talon) et le même point sur le pied controlatéral suivant l'axe antéro-postérieur [Winter1990]. Ainsi, dans la marche valide et en ligne droite, la longueur de foulée correspond à deux fois la longueur de pas [Huxham2006]. Par analogie à la longueur, la largeur du pas correspond à la distance sur l'axe médio-latéral. En toute logique, la largeur de foulée n'est pas égale à la somme des deux largeurs de pas mais à celle du premier (figure 1.4).

La relation 1.1 liant la vitesse de marche, la fréquence de foulée et la longueur de foulée s'applique alors aussi bien à l'échelle du pas. Quoi qu'il en soit, celle-ci conduit à la conclusion que pour augmenter la vitesse de marche il est nécessaire d'augmenter la fréquence et/ou la longueur de pas. Cependant, Grieve et collaborateur [Grieve1966] ont démontré l'existence d'une relation curviligne entre la fréquence et la vitesse de marche. Kirtley [Kirtley2006] confirme cette analyse et ajoute que la relation entre la vitesse de marche et la longueur de foulée croît de façon logarithmique. Enfin, Sekiya et collaborateurs [Sekiya1996] complètent le triptyque en définissant le *ratio de marche*. Obtenu en divisant la longueur de foulée par la fréquence, chez l'adulte en bonne santé il est constant sur une large gamme de vitesses et sur une période prolongée (3 mois)[Sekiya1998]. Cette constance se retrouve aussi bien en milieu expérimental que dans la vie quotidienne. En pratique, la longueur et la fréquence sont donc mises à contri-

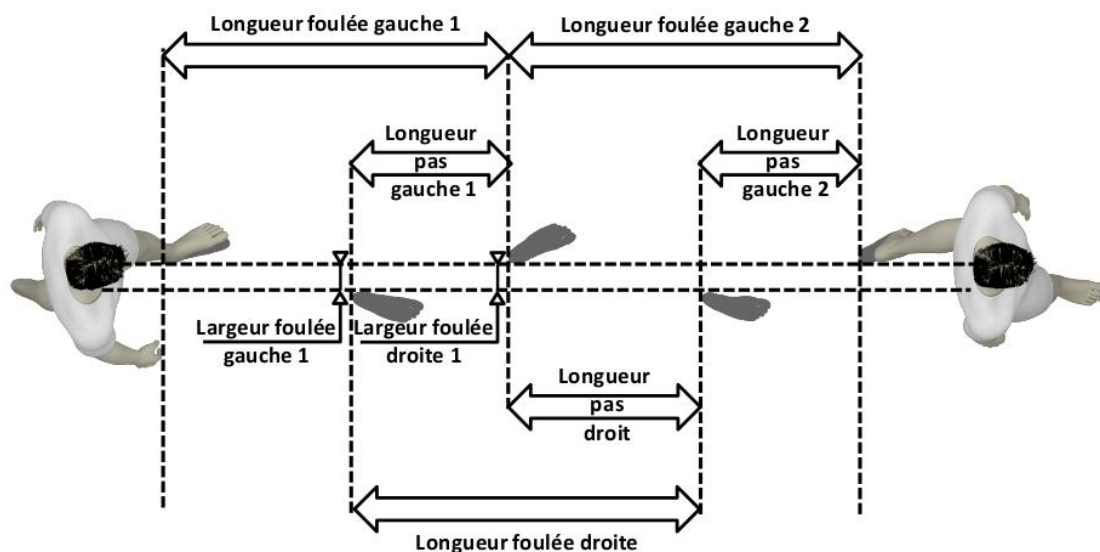


Figure 1.4 - Les paramètres spatiaux de la marches (adaptée de [[Huxham2006]]).

bution pour faire varier la vitesse, bien qu'un ratio de marche légèrement supérieur pour des vitesses lentes [Terrier2003] laisse envisager que le passage de vitesse lente à vitesse normale soit principalement dû à une diminution de la fréquence de foulée. Cette variation de vitesse est par ailleurs conditionnée par la situation dans laquelle évolue le piéton. Celle qu'il adopte naturellement, dite *vitesse naturelle* ou *vitesse de confort* est également celle qui génère la moindre dépense énergétique par mètre parcouru [Ralston1958] et l'énergie mécanique totale la plus faible [Cavagna1976].

La fréquence de foulée a également un impact sur la dépense énergétique. Holt et collaborateurs [Holt1995] montrent que cette dépense énergétique minimale apparaît à une fréquence moyenne de 0.98 Hz qui est proche de la valeur de 1Hz à laquelle la variabilité de la longueur de foulée [Sekiya1997] ainsi que celle de la fréquence [Danion2003] sont les plus faibles. En outre, Zarrugh et Radcliffe [Zarrugh1978] ajoutent que la dépense énergétique minimale apparaît lorsque que le sujet choisi librement sa fréquence. Cependant, la puissance mécanique mise en jeu est minimale pour des valeurs de fréquence de 20% à 30% inférieures aux fréquences naturelles pour des vitesses identiques. Et cette fréquence augmente avec la vitesse de la même manière que la fréquence naturelle [Cavagna1986].

Au même titre que la fréquence de pas, la longueur de pas présente une variabilité plus faible que celle de la vitesse [Kito2006]. Danion et collaborateurs [Danion2003] étudient l'impact de la longueur et de la fréquence de pas sur leurs variabilités propres. Ils observent que plus la longueur de pas est importante plus sa variabilité est faible. Ceci concorde avec le relation 1.1 les observations faites par Jordan et collaborateurs [Jordan2007] indiquant que la variabilité de la longueur diminue à mesure que la vitesse augmente. Ceci dénote une meilleure maîtrise de la fréquence que de la longueur à vitesse faible, et pourrait expliquer le fait que le passage entre vitesse lente et vitesse normale (et inversement) soit principalement dû à une adaptation de la fréquence. En outre, Owings et Grabiner [Owings2004b] analysent la variabilité des paramètres spatio-temporels du chez des sujets jeunes et âgés sur tapis roulant à vitesse de confort et à une vitesse inférieure de 10%. Dans un premier temps, bien que la différence ne soit pas significative, ils observent une augmentation de la variabilité de la longueur et de la durée du cycle. L'absence de significativité peut probablement s'expliquer par la faible différence ($0.4m.s^{-1}$) entre les

2 vitesses et n'empêche pas de confirmer les conclusions des études précédentes. Le fait le plus marquant de cette étude reste l'absence totale de différence entre vitesse lente et vitesse normale pour la largeur du pas. Ainsi, bien que la faible différence entre les deux vitesses dans le protocole expérimental ne permette pas de conclure avec une confiance élevée, il semblerait que celle n'ait aucun impact sur la variabilité de la largeur du pas. Dans une étude suivante [Owings2004a], ils ajoutent que la variabilité de la largeur du pas est supérieure de 70% à celle de la longueur. Les résultats de Kang et Dingwell [Kang2008], obtenus sur une plage de vitesses plus importantes (de 80% à 120% de la vitesse de confort), confirmeront ensuite l'absence de lien entre vitesse de marche et largeur de pas. Enfin, Donelan et collaborateurs [Donelan2001] évaluent l'effet de la largeur sur le coût métabolique et en concluent que celui-ci est minimal avec une largeur adoptée naturellement par le sujet, ce qui concorde encore avec la définition de la marche naturelle.

Enfin, la durée du cycle et la longueur de pas semblent présenter une corrélation longue portée (*Long Range Correlation* en anglais). Ce type de corrélation indique que la valeur du paramètre observé est fortement corrélée à ses valeurs précédentes. Plus elle est forte, plus le paramètre est prévisible si l'on tient compte de ses valeurs antérieures [Jordan2007]. Chez l'adulte sain à vitesse de confort, la durée du cycle génère ce type de corrélation sous la forme d'une loi de puissance [Hausdorff1995] et disparaît si la fréquence de pas est imposée [Hausdorff1996]. Jordan et collaborateurs [Jordan2007] ajoutent que la longueur de pas adopte également ce type de comportement et les deux prennent une forme en U si on les met au regard de la vitesse, avec un minimum autour de 100%-110% de la vitesse de confort. Cette propriété indiquerait alors que ces deux paramètres sont moins contrôlés à vitesse normale, ce qui pourrait être le fait d'une meilleure maîtrise des perturbations extérieures.

En définitive, l'analyse des paramètres spatio-temporels permet de mettre en évidence le caractère efficient de la marche. D'un point de vue énergétique, elle est modulée de manière à minimiser le coût métabolique tout en conservant la possibilité d'effectuer des adaptations pour des questions de sécurité. Ceci est en partie possible grâce à une cinématique et une coordination segmentaire particulières.

1.1.1.2 Cinématique et dynamique de la marche

Les paramètres précédemment exposés sont, bien souvent, des conséquences du mouvement en lui-même. La longueur de pas, par exemple, résulte de la différence entre deux postures représentées par un ensemble d'angles articulaires. L'évolution de ces angles articulaires est maintenant bien connue. Les angles projetés dans le plan sagittal sont ceux qui présentent les amplitudes les plus fortes. Une large partie de la littérature leur est d'ailleurs consacrée.

Sur la figure 1.5 on voit la flexion de la hanche qui diminue pendant la phase d'appui jusqu'à ce que la hanche atteigne son extension maximale en fin de propulsion. Celle-ci est de nouveau en flexion avec un pic coïncidant avec le moment où le pied oscillant passe à la verticale du bassin. Au niveau du genou, il apparaît un pic de flexion par pas. Le premier autour de 20° puis un second permettant de passer le pied en avant du reste du corps prend une valeur maximale de 70°. Enfin, le mouvement de la cheville est généralement exprimé en trois étapes. Le contact au sol s'effectue dans une position neutre, une flexion plantaire se met en place pour amener le pied à plat. Ensuite, la cheville passe progressivement en flexion dorsale pour atteindre un angle d'environ 10°. Enfin, un retour en flexion plantaire (−15°) a lieu pendant la phase de propulsion.

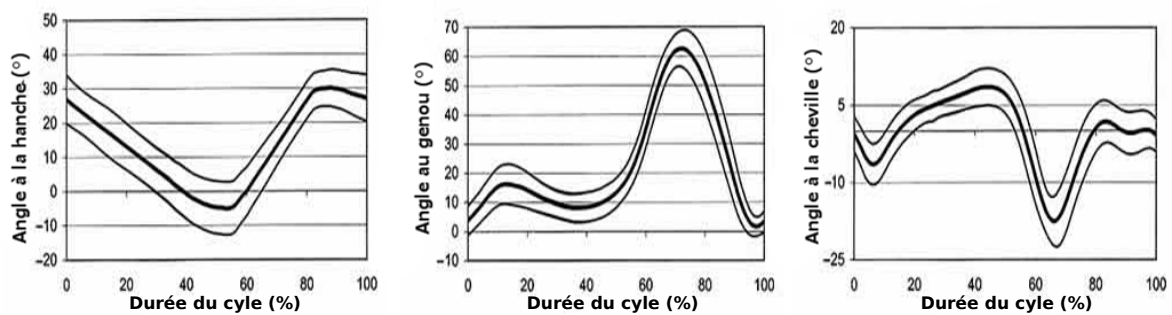


Figure 1.5 - Angles articulaires, dans le plan sagittal, pour la hanche, le genou et la cheville au cours d'une foulée effectuée par des adultes sains et à vitesse de confort (adapté de [Winter1987]).

Ces évolution articulaires sont caractéristiques de la marche et leur analyse permet notamment d'effectuer de la reconnaissance de mouvement [Tanawongsuwan2001] et même de la reconnaissance de personnes [Tafazzoli2010].

À la recherche d'un invariant caractérisant la marche, Borghèse et collaborateurs [Borghese1996] s'intéressent à un autre type d'angles : les angles d'élévation. Ceux-ci correspondent aux angles que forment individuellement les segments avec l'axe vertical. Les auteurs montrent qu'il existe un plan dans lequel les angles de la cuisse, du genou et de la cheville évoluent conjointement. Il se retrouve quelques soit la vitesse [Hicheur2006, Ivanenko2007, Ivanenko2008] et dans de nombreuses autres conditions telle que la course [Hicheur2006] ou en passant par dessus un obstacle [MacLellan2010], bien que l'orientation du plan varie suivant la situation. Cette orientation est d'ailleurs un bon indicateur de l'énergie mécanique consommée [Bianchi1998].

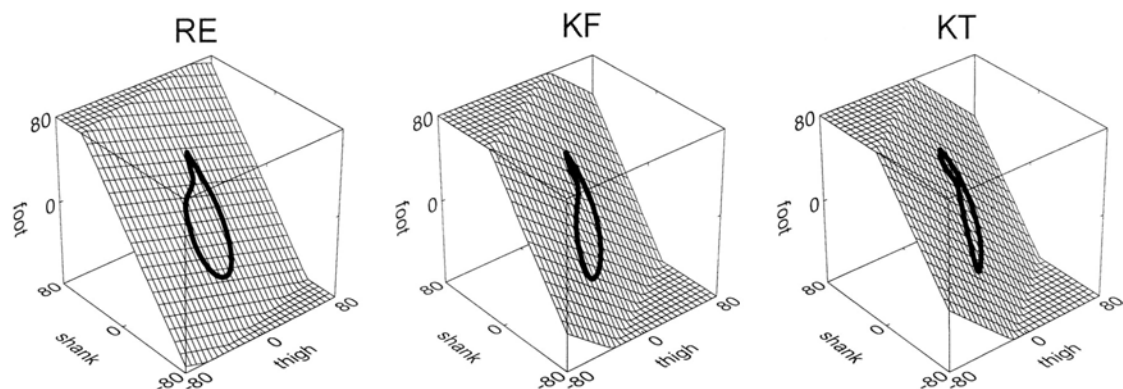


Figure 1.6 - Représentation du plan de covariance des angles d'élévation à la hanche, au genou et à la cheville pour 3 marches : posture érigée (RE), genou fléchi (KF) et genou et hanche fléchis (KT) (adapté de [Grasso2000]).

L'existence de cette propriété de la marche ne fait plus aucun doute, son origine en revanche reste encore débattue. Deux écoles s'affrontent à ce sujet : la première estime que ce phénomène est dû au générateur central de pattern (CPG) [Lacquaniti1999] qui encoderait les rotations articulaires en angles d'élévation de manière à réduire le nombre de degrés de liberté. Celui-ci, partie intégrante du système nerveux central, serait en fait un réseau de neurones sollicités durant la génération de mouvements rythmiques. D'un autre côté, [Hicheur2006] postulent que ce plan

de covariance provient de contraintes biomécaniques indépendantes du système central.

Des rotations articulaires résulte la trajectoire du pied. Blanchi et col (1982) proposent de l'exprimer dans le repère lié à la hanche et introduisent alors la notion de poulaine. Celle-ci revêt une forme spécifique (figure 1.7) propre au mouvement qu'est la marche [Gajer1997] et permet notamment de la différencier de la course ou de discriminer des spécialités athlétiques et des niveaux d'expertise [Decker2006, Decker2007].

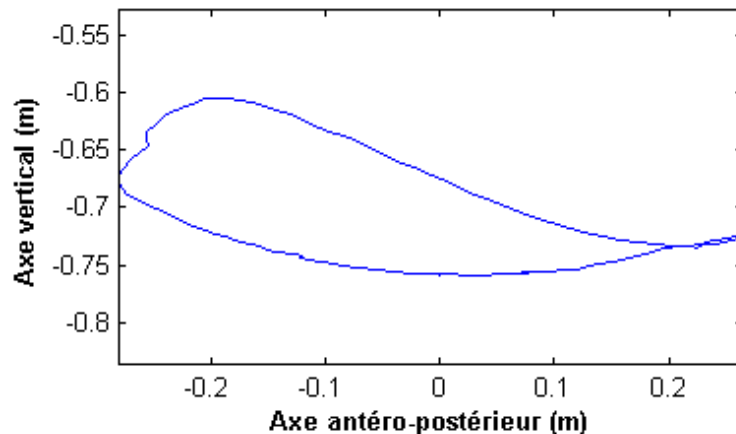


Figure 1.7 - Exemple de poulaine chez un sujet sain à vitesse de confort et en ligne droite.

La cinématique du pied a également été étudiée non plus au regard de la position de la hanche mais dans le repère lié à l'environnement expérimental. En s'intéressant aux déplacements verticaux du talon, Winter [Winter1992] montre que ceux-ci suivent une courbe caractéristique exprimée en fonction de la durée d'un cycle (figure 1.8). Un pic d'altitude est atteint au milieu de la phase d'oscillation (environ 80% du cycle) et sa position varie avec la vitesse de marche [Osaki2007].

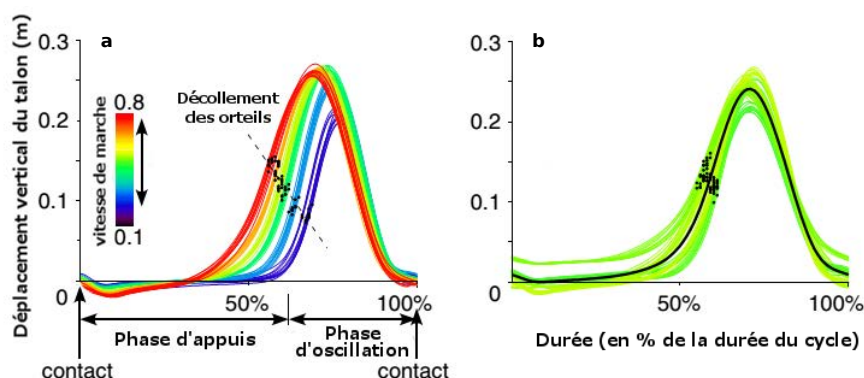


Figure 1.8 - Trajectoire verticale du talon lors d'une foulée pour un sujet à 6 vitesses de marche différentes (a) allant de 0.22m.s^{-1} à 0.77m.s^{-1} . Et pour 6 sujets à la même vitesse de marche (b). (adapté de [Osaki2007])

Les analyses des paramètres spatio-temporels ont démontré que certains sont optimisés pour limiter la dépense énergétique. Sont alors apparus des modèles basés sur la mécanique permet-

tant d'expliquer cette optimisation de l'énergie mécanique mise en jeu. Saunders [Saunders1953] affirme que parmi la multitude de mouvements que réalise individuellement chaque articulation, 6 permettraient de limiter les déplacements verticaux et latéraux du CDM :

- ▶ la rotation verticale du pelvis.
- ▶ la rotation frontale du pelvis.
- ▶ la flexion du genou entre le contact au sol et le moment où le pied est à plat sur le sol.
- ▶ la flexion plantaire pendant la première partie de la phase d'appui.
- ▶ la coordination entre le genou et la cheville pendant phase d'appui.
- ▶ le déplacement latéral du pelvis.

Ainsi, les déplacements du CDM seraient minimisés et l'énergie mécanique requise également.

Cavagna et collaborateurs [Cavagna1963, Cavagna1966] préfèrent assimiler les mouvements du membre inférieur à un pendule inversé. De cette manière, le centre de masse suit une trajectoire en forme d'arche, laissant ainsi apparaître ses déplacements verticaux. À partir du décolllement des orteils jusqu'au milieu de la phase de simple appui, la hauteur du CDM croît et l'énergie cinétique est transformée en énergie potentielle. Ensuite, et jusqu'au milieu de la phase de double appui, la position verticale du CDM diminue et l'énergie potentielle est convertie en énergie cinétique. Bien que celui-ci ait permis de prédire des paramètres tels que la longueur de pas [Zijlstra2003] ou la largeur de pas [Donelan2001], il ne tient pas compte de l'énergie nécessaire pour rediriger le CDM pendant la phase de double appui, alors que celle-ci semble être pour une grande part dans la coût énergétique de la marche [Donelan2002]. Ainsi, la part de l'énergie mécanique dans le mouvement de marche serait d'un peu plus de 60% [Cavagna1976].

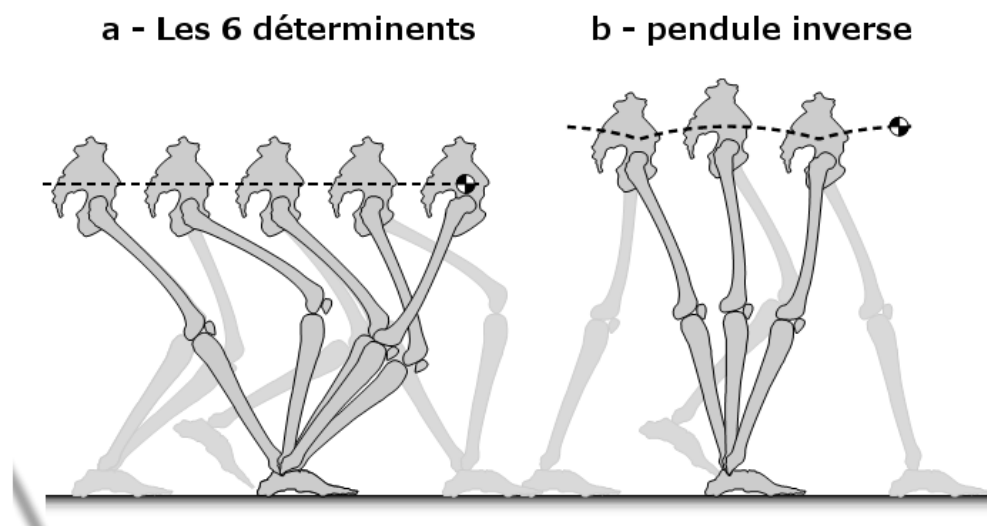


Figure 1.9 - Les deux principales théories pour modéliser la marche [Kuo2007].

En définitive, ni l'un ni l'autre n'est complètement réaliste. En effet, le modèle proposé par [Saunders1953] suppose une dépense énergétique très importante pour maintenir le CDM sur une trajectoire droite [Gordon2003]. À l'inverse, le modèle du pendule inverse ne requiert aucun apport extérieur [Kuo2007] négligeant ainsi l'énergie métabolique. Un troisième modèle émerge avec McGeer [McGeer1990] qui estime que une grande partie du mouvement est due aux mouvements passifs du membre en oscillation : la marche dynamique. En se basant sur le modèle du pendule inverse, celui-ci assimile la phase de double appui à une collision qui va consommer une

partie de l'énergie mécanique. Cette dissipation d'énergie entraîne la nécessité pour les jambes de fournir un travail non nul pour entretenir le mouvement du centre de masse.

1.1.1.3 Marche en courbe

Les deux premières sections étaient dédiées à la marche en ligne droite. Le large panel d'études uniquement consacrées à cette condition en est la première raison. Toutefois, la proportion de pas réalisés dans des conditions de virage n'est pas négligeable : entre 35% et 45% des pas effectués durant une journée [Glaister2007]. Or, pour aborder un virage il est nécessaire d'effectuer des adaptations du mouvement, qui engendrent elles-mêmes des modifications des paramètres de marche présentés ci-dessus.

Avant toute chose, il est nécessaire de préciser la notion de *virage*. Le dictionnaire le définit comme le changement de direction opéré par un véhicule ou une personne, mais également comme la partie courbe d'une trajectoire. Si cette détermination ne fait l'objet d'aucune objection, les événements qui marquent le début d'un virage sont eux plus sujets à discussion. La manière la plus simple de savoir à quel pas commence un virage est alors d'imposer la position du pied [Taylor2005]. Dans ces travaux les auteurs s'intéressent à la dynamique du mouvement, dans ce but il utilisent une plate-forme de force et les sujets doivent donc effectuer leurs pas en virage sur celle-ci. Bien que l'ambiguïté entre pas en virage et pas en ligne droite ne soit plus possible, cette méthodologie présente l'inconvénient d'occuper une partie de l'attention du sujet de manière à faire en sorte de placer le pied au bon endroit. Strike et collaborateurs [Strike2009] adaptent cette méthode. Ils commencent leurs expérimentations par une série de lignes droites à vitesse de confort. Ceci leur permet ensuite de déterminer la longueur de pas du sujet et d'adapter la position de départ afin de minimiser la contrainte que représente la consigne de contact avec la plate-forme de force.

Dans leur étude visant à quantifier le nombre de pas en virage effectué dans la vie courante [Glaister2007], les auteurs font appel à l'enregistrement vidéo. Les sujets sont filmés de dos, dans un environnement simulant un lieu commun (parking, bureau, cafétéria,...). Un opérateur analyse ensuite les vidéos et classe chaque pas dans une des catégories suivantes :

- ▶ Ligne droite : pas de changement de la direction de progression depuis le contact du talon au sol précédent.
- ▶ Initiation de virage : pas qui entame une série de pas en virage. Il peut être suivi d'un pas en continuation ou d'un pas qui termine le virage.
- ▶ Poursuite de virage : pas qui intervient dans une série de pas en virage mais qui ne la commence ni ne la termine.
- ▶ Fin de virage : pas qui ramène le centre de masse dans sa direction de progression initiale.
- ▶ Ajustement : pas dont le changement de direction de progression a lieu pendant la phase d'oscillation et qui ne se poursuit pas au pas suivant.

Cette méthode est moins contraignante que la précédente puisque les sujets évoluent librement et naturellement dans l'environnement qu'il leur est fourni. Toutefois, la méthode est en majeure partie subjective. En effet, la classification complexe proposée par les auteurs et la tâche fastidieuse demandée à l'opérateur augmentent le risque d'erreur.

Une autre méthode, probablement la plus employée, est d'imposer la trajectoire à suivre en la matérialisant par une ligne tracée au sol. Celle-ci peut être continuellement courbe [Hicheur2005b,

Orendurff2006, Courtine2006, Segal2008] ou comporter des passages en ligne droite et des virages [Courtine2004, Hicheur2005c, Olivier2008a, Strike2009]. Dans le premier cas la question de savoir quels pas sont en virage ne se pose plus puisque ceux-ci le sont tous. Dans le second, il est possible de savoir où se situe globalement le virage puisqu'il est imposé par la trajectoire, il suffit alors de mettre en correspondance la trajectoire mesurée avec celle matérialisée. Dans cette zone définie globalement, il reste cependant une incertitude sur les pas qui en font précisément partie ou non.

En somme, le manque de clarté dans la définition d'un pas en virage conduit à des méthodes plus ou moins subjectives pour identifier les dits pas. Vallis et McFadyen [Vallis2003], dans un travail visant à étudier l'évitement d'obstacle, proposent un premier critère plus objectif : la direction de progression du sujet. En comparant à chaque pas, la déviation médio-latérale du centre de masse avec sa valeur moyenne en ligne droite, ils sont capable de détecter un pas en virage. Par la suite, Olivier [Olivier2008a] propose d'utiliser un système de capture de mouvements couplé à des trajectoires matérialisées au sol. Elle modélise les déplacements medio-latéraux du centre de masse au cours de chaque pas, par des arcs de cercles (figure 1.10a) afin d'en extraire une courbure. Chaque pas possède alors un couple [courbure-vitesse], elle montre ensuite que 95% des pas réalisés en ligne droite se trouvent dans un espace logarithmique bien défini (figure 1.10b). Un pas en virage est alors défini comme un pas pour lequel le couple [courbure-vitesse] ne fait pas partie de cet ensemble. Une validation avec des trajectoires comportant des virages imposés conduit alors à 3.3% de faux négatifs pour des virages de 20° et disparaît au dessus.

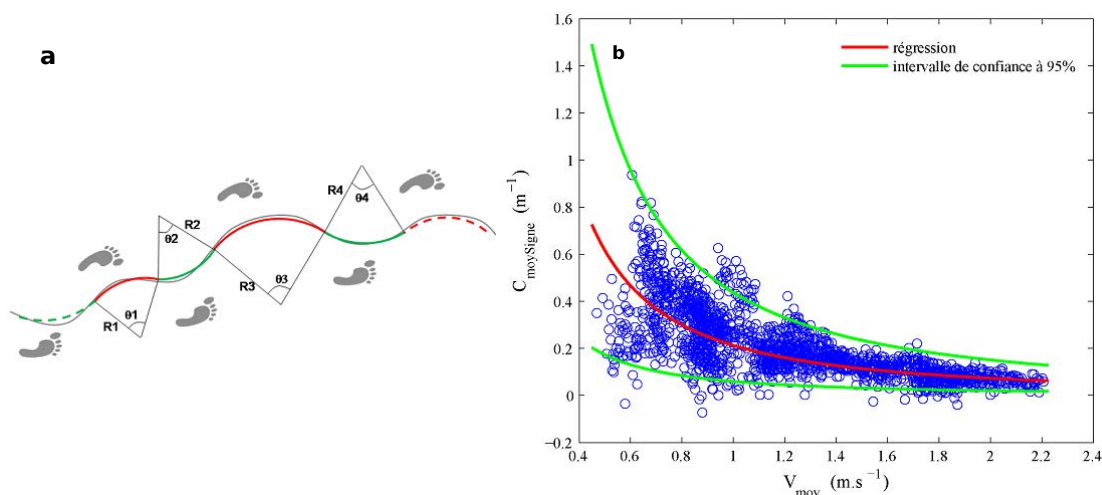


Figure 1.10 - Identification des pas en virage [Olivier2008a]. a) : modélisation de la trajectoire du CDM par des arcs de cercles. b) : espace logarithmique liant courbure et vitesse dans lequel se trouvent les pas en ligne droite.

En outre, elle montre également que cette méthode permet de dissocier les pas en *spin turn* des pas en *step turn*. Cette notion, introduite par Patla [Patla1991] puis par Hase et Stein [Hase1999], définit deux types de pas en virage en fonction du pied en appui au début du pas. Ainsi, si l'individu effectue un virage à droite avec le pied droit en avant (respectivement gauche et gauche), le pas est qualifié de *spin turn*. Si le pied en appui est opposé à la direction du sujet (pied à gauche pour un virage à droite et inversement) il s'agit d'un *step turn*. La définition d'un *spin turn* est ensuite précisée par Taylor et collaborateurs [Taylor2005] qui différencient la stratégie selon que le pied en appui effectue une rotation autour de l'axe vertical ou non (figure 1.11).

Dans l'étude présentée précédemment [Glaister2007], les auteurs rapportent qu'ils n'ont observé que des pas de type step turn. Bien que leur méthodologie soit discutable, leurs observations vont dans le sens d'une étude plus récente [Olivier2008b] qui conclue que plus de 78% des pas qui initient un virage à 90° sont des step turn quelque soit la vitesse de déplacement. Ils attribuent ce résultat à une volonté de conserver une certaine sécurité. En effet, cette stratégie offre une base de support plus importante que le spin turn et réduirait donc les risques de chute. En revanche, il semblerait que ces résultats ne soient plus valables chez des personnes âgées [Akram2010a]. Chez cette population, l'initiation de virages à 45° et 90° se ferait préférentiellement en spin turn, excepté pour des virages à 90° à vitesse de marche rapide.

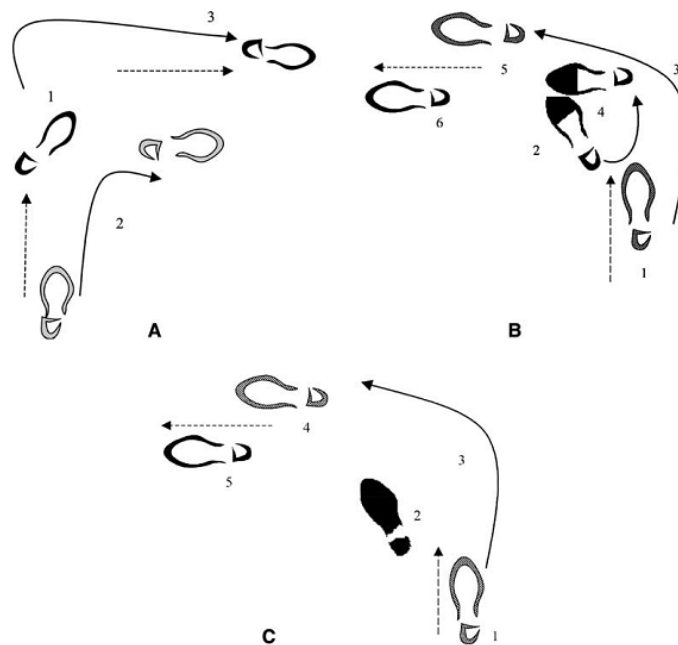


Figure 1.11 - Stratégie de pose de pied dans un virage à 90° [Taylor2005]. Les lignes pointillées correspondent à la direction de progression et les traits pleins aux trajectoires suivies par les pieds. A : Step turn, B : Spin turn « ipsilateral pivot », le pied en appui effectue une rotation, C : Spin turn « ipsilateral cross-over », le pied en oscillation passe devant le pied d'appui grâce à un balancement de la jambe.

Quelques soit le type de pas, marcher le long d'une trajectoire courbe implique des adaptations des paramètres spatio-temporels. Dans un premier temps, la diminution de la vitesse à l'approche et dans le virage ne fait plus aucun doute [Strike2009, Courtine2003b, Chen2013, Dixon2013]. Cette diminution est d'ailleurs d'autant plus forte que la courbure de la trajectoire augmente [Courtine2006]. Si l'on se réfère à la relation 1.1 de la section 1.1.1.1, deux paramètres peuvent expliquer cette évolution : la fréquence de foulée ou la longueur de foulée. À ce sujet, Huxham et collaborateur font remarquer que la définition des paramètres spatiaux de la marche en ligne droite ne sont plus valables, ou deviennent ambigus, pour la marche en trajectoire courbe [Huxham2006]. Ils proposent ainsi une méthode de calcul basée sur trois principes :

- Ne présenter aucune ambiguïté que ce soit pour le pas ou pour la foulée.
- Être indépendant de la direction de progression.
- Se ramener aux conventions classiques dans le cas d'une marche en ligne droite.

À chaque foulée la direction de progression est définie comme étant la ligne passant par un point

du pied au contact initial et le même point au contact final. Comme pour la marche en ligne droite, la longueur de foulée correspond à la distance entre ces deux points et la longueur du premier pas à la distance entre un point du pied au contact initial et le même point sur le pied controlatéral au contact suivant. La longueur du second pas se trouve être celle du segment parallèle à la direction de progression, commençant au point d'intersection entre la ligne de progression et la droite perpendiculaire passant par le pied controlatéral et se terminant à la position du pied au contact final. Enfin, la largeur de foulée correspond à la longueur du segment perpendiculaire à la ligne de progression passant par le pied controlatéral. (figure 1.12).

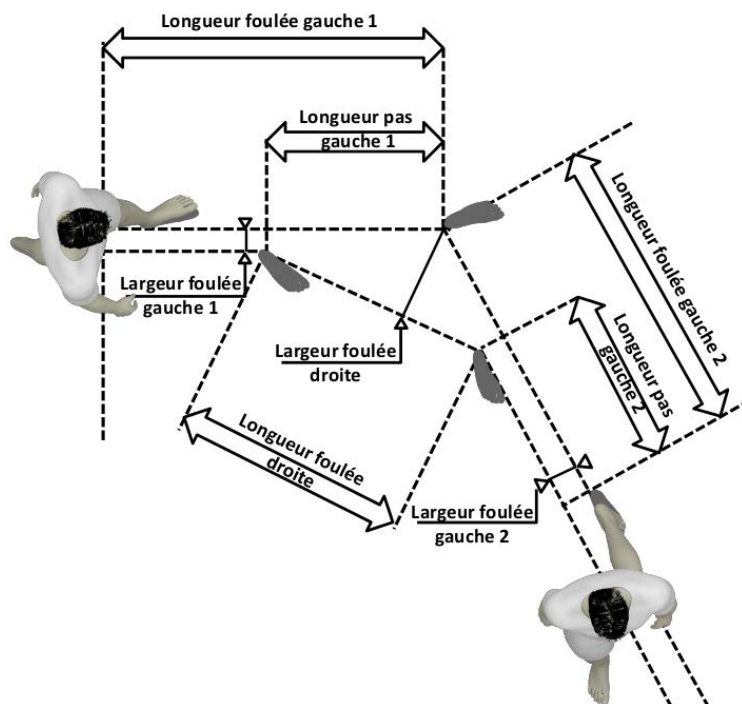


Figure 1.12 - Paramètres spatiaux d'une foulée lors d'un virage d'après [Huxham2006].

Strike et Taylor [Strike2009], en se basant sur cette définition, montrent alors que la longueur de foulée est significativement inférieure aux valeurs mesurées en ligne droite et le phénomène s'amplifie avec l'augmentation de la courbure de la trajectoire [Patla1999]. Cette adaptation se vérifie également chez des enfants [Dixon2013]. Ici, les auteurs différencient la stratégie de pose de pied (spin ou step turn) et montrent que chez cette population elle n'a aucune influence sur la réduction de la longueur de foulée, quelle qu'elle soit la longueur diminuée. Courtine et Schieppati [Courtine2003a] ne considèrent pas la longueur de la même manière. Selon eux, elle correspond à la longueur du trajet effectué par le pied en oscillation, que l'on appellera *longueur curviligne* pour ne pas porter à confusion. Il en résulte une différence entre les longueurs curvilignes interne et externe au virage. En effet, le pied extérieur au virage aura davantage de trajet à parcourir. Or ils ne détectent aucune différence significative entre la longueur et la longueur curviligne du pied situé à l'extérieur du virage, et mettent ainsi en évidence une diminution de la longueur curviligne du côté interne au virage.

D'un point de vue temporel, la principale modification semble concerner la durée de la phase d'appui. Celle-ci diminue pour le pied extérieur au virage tandis qu'elle augmente pour le pied intérieur [Courtine2003b, Dixon2013] et ces adaptations sont fortement liées à la courbure de la trajectoire [Courtine2006]. En revanche la durée du cycle n'est pas affectée, impliquant alors

une fréquence indépendante du type de trajectoire. De ce fait, on observe une augmentation du ratio de marche pour la jambe intérieure [Courtine2003b].

En définitive, toutes ces adaptations traduisent des modifications de la cinématique du mouvement de marche. En outre, les travaux de Courtine et Schieppati ainsi que ceux de Dixon et collaborateurs mettent en évidence l'apparition d'une dissymétrie entre la jambe interne au virage et la jambe externe [Courtine2003a, Dixon2013]. Cette différence est notamment visible au niveau du genou se trouvant à l'intérieur du virage qui montre une flexion plus importante lors de la phase d'appui tandis que pour la jambe à l'extérieur du virage on observe une augmentation de la flexion plantaire au niveau de la cheville [Orendurff2006]. Plus récemment, Chen et collaborateurs [Chen2013] ajoutent que la flexion du genou extérieur diminue en phase d'appui. Un autre élément intéressant réside dans la coordination segmentaire. En effet, malgré ces modifications cinématiques, l'existence des plans de covariance entre les angles d'élévation (section 1.1.1.2) n'est pas remise en cause. Cependant, à la différence de la marche en ligne droite, ces plans présentent alors une orientation différente entre jambe gauche et jambe droite [Courtine2004].

1.1.2 La marche : un déplacement.

Nous avons vu dans la partie précédente les différents paramètres qui caractérisent le mouvement de marche en considérant le corps humain comme un ensemble de segments articulés. Or, la marche est un moyen de locomotion qui permet à un piéton de se rendre à un endroit donné en tenant compte de l'environnement dans lequel il évolue. Le piéton est alors vu comme un point qui se déplace dans un espace qui peut prendre des configurations diverses. Il peut être contraint par des obstacles, peuplé d'individus ou d'objets en mouvement. Il devient alors nécessaire de tenir compte de ces caractéristiques afin de déterminer la trajectoire à emprunter. Ainsi, nous allons consacrer cette partie à la manière dont sont générées les trajectoires, sont-elles prévues *a priori* ou au fur et à mesure ? Quelles sont les informations prises en compte pour leur mise en application ?

1.1.2.1 Loi de puissance

Dans la section 1.1.1.3 nous avons montré que la vitesse de marche diminue dans un virage. Cette évolution a, bien entendu, pour objectif premier de limiter le risque de chute. Un certain nombre d'études s'est alors intéressées au lien qui peut exister entre la cinématique du mouvement et l'aspect spatial de la trajectoire. La loi de puissance en est une résultante. Ce comportement mis en évidence par le champ des neurosciences, a tout d'abord été démontré par Viviani et Terzuolo [Viviani1982]. Ceux-ci analysent les mouvements de la main en se basant sur le principe d'*Isochronie*. Cette loi de contrôle stipule que dans le cas d'un mouvement linéaire de l'avant bras et de la main, la vitesse de déplacement est proportionnelle à la distance à parcourir. Ainsi la durée du mouvement ne croît pas de manière linéaire avec la distance. Les auteurs étudient alors la cinématique et la trajectoire de la main lors d'activités d'écriture et de dessin et montrent que lors d'un mouvement continu, la vitesse de déplacement est fonction du rayon de courbure de la trajectoire suivie :

$$V(t) = K.f(R(t)) \tag{1.2}$$

Où $V(t)$ est la vitesse instantanée, $R(t)$ le rayon de courbure instantané de la trajectoire et K un coefficient de gain sur la vitesse respectant le principe d'Isochronie. Ils ajoutent que le mouvement est régi suivant 3 principes :

1. Un mouvement continu est segmenté en unités d'action, généralement délimitées par des points d'inflexion.
2. Le profil de vitesse au sein de chaque unité d'action est déterminé par la géométrie de la trajectoire.
3. La vitesse au cours d'une unité d'action est constante (implique que le gain K est constant).

Elle est ensuite précisée par Lacquaniti et collaborateurs [Lacquaniti1983] qui expriment la fonction f sous la forme d'une puissance communément appelée la *loi de puissance un tiers* :

$$V(t) = K.R(t)^{1/3} \quad (1.3)$$

De part sa forme, celle-ci peut également être explicitée sous la forme d'une relation linéaire dans l'espace logarithmique :

$$\log(V(t)) = \log(K) + \frac{1}{3} * \log(R(t)) \quad (1.4)$$

Son implication dans la locomotion humaine n'est maintenant plus une hypothèse. Des études sur la trajectoire du pied en phase d'oscillation montrent que la vitesse de celui-ci est contrainte par cette loi [Ivanenko2002, Grasso2004]. Vieilledent et collaborateurs [Vieilledent2001] montrent également que lors de réalisations de trajectoires elliptiques, la vitesse de déplacement suit les prédictions de cette loi. Cependant, un mouvement suivant la loi de puissance sur une ellipse correspondrait à un mouvement harmonique [Hicheur2005a]. Les auteurs proposent alors de vérifier l'existence de la loi de puissance sur des trajectoires plus complexes : une feuille de trèfle et un limaçon. Ces formes présentent l'avantage d'être segmentables en formes géométriques unitaires permettant de vérifier l'observation faite précédemment selon laquelle le facteur de gain de vitesse K serait constant sur une même unité d'action. Leurs résultats montrent que pour la tête, un lien fort existe effectivement entre vitesse et rayon de courbure sous la forme d'une relation de puissance. Néanmoins, ils montrent également que la valeur de la puissance n'est pas nécessairement de $\frac{1}{3}$ et dépend de la forme de la trajectoire suivie. Tesio et collaborateurs [Tesio2011] poursuivent dans ce sens en s'intéressant à la trajectoire du centre de masse. Ils différencient les trajectoires avec un fort rayon de courbure de celles présentant un faible rayon de courbure et montrent que la valeur de β (la valeur de la puissance) est effectivement proche de $\frac{1}{3}$ si l'on considère l'ensemble des essais. Cependant lorsqu'ils sont répartis par niveaux de courbure, β prend alors une valeur de 0.185 pour les courbures faibles et 0.486 pour les courbures élevées (figure 1.13). En outre, Olivier [Olivier2008a] s'intéresse à l'existence de cette loi dans un virage. Le protocole expérimental n'implique alors plus de trajectoires géométriques mais des virages à 90°. Elle montre que cette loi ne se retrouve pas sur la continuité d'un essai et postule que le fait de tracer la trajectoire au sol pourrait influencer l'existence ou non de la loi de puissance. Cependant, si l'on observe le couple formé par la courbure maximale et la vitesse au moment où intervient cette courbure maximale (il s'agit donc de valeurs discrètes), il apparaît alors une relation linéaire dans l'espace logarithmique. Et cette relation implique des exposants β d'une valeur différente de $\frac{1}{3}$ (-0.69 pour le CDM et -0.65 pour la tête)

Si l'existence de cette loi de puissance ne semble plus faire de doute (au moins dans certaines conditions expérimentales), son origine reste largement débattue. Deux théories majeures s'affrontent à ce sujet. La première est d'ordre mécanique et propose plusieurs explications. Ainsi,

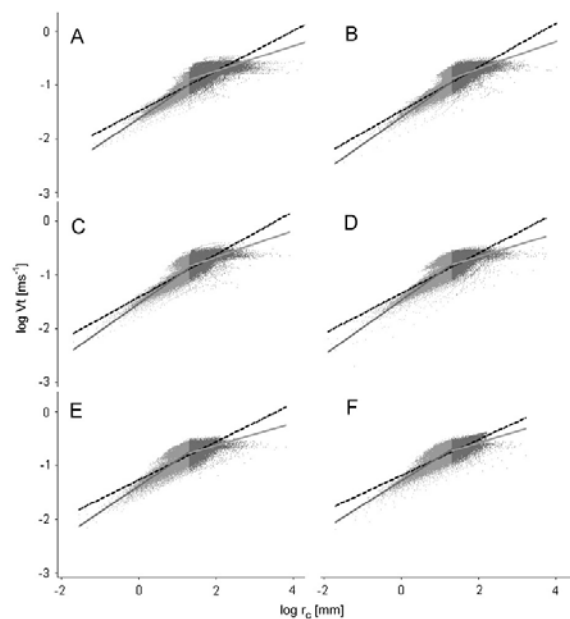


Figure 1.13 - Loi de puissance appliquée au centre de masse pour 6 tranches de vitesses de déplacement. La ligne en pointillés noir correspond à la loi de puissance appliquée au set de données complet, les deux lignes pleines grises sont les régressions des deux sous ensembles (courbure faible et élevée) [Tesio2011].

Gribble et Ostry [Gribble1996] considèrent qu'il ne s'agit ici que d'une conséquence des propriétés visco-élastiques des muscles. D'autres [Schaal2001] estiment que celle-ci n'est en fait pas le premier élément de génération de trajectoire mais un système permettant de lisser une trajectoire générée en amont. Le deuxième axe d'explication relève de la neurologie et s'appuie sur le système nerveux central. Bennequin et collaborateurs [Bennequin2009] postulent que les distances sont encodées au niveau cérébral suivant plusieurs espaces de représentation : euclidien, equi-affine et affine. L'espace euclidien a la propriété de conserver les informations relatives aux longueurs et aux angles, l'espace affine les informations de parallélisme et l'espace equi-affine contient également les notions de surface (dans cet espace, un mouvement parabolique a d'ailleurs une vitesse equi-affine constante). Ainsi le cerveau effectuerait une combinaison de ces trois espaces afin de générer le mouvement nécessaire à la réalisation d'une trajectoire. Un résultat intéressant dans cette étude est qu'ils observent une dichotomie similaire à celle démontrée par [Tesio2011] au niveau des valeurs de courbure critique. En outre, Dayan et collaborateurs [Dayan2007] ont montré que le cerveau est plus actif lorsque le sujet observe un point qui se déplace en respectant cette loi par rapport à un autre dont la vitesse ne serait pas fonction du rayon de courbure.

1.1.2.2 Élaboration des trajectoires

Cette particularité qu'est la loi de puissance dans un virage nous amène donc naturellement à la génération des trajectoires locomotrices. En effet, si la loi de puissance permet de modéliser la vitesse de déplacement en fonction de la courbure de la trajectoire, encore faut-il avoir une trajectoire à suivre. Cette partie de l'étude de la locomotion humaine est relativement récente

et prend son essor avec l'arrivée et le développement des robots mobiles autonomes. Dans un premier temps, la locomotion humaine est décrite comme un mode de déplacement non-holonyme [Arechavaleta2006a]. Cette notion sous-entend que la direction de progression du piéton est toujours tangentielle à la trajectoire parcourue et s'exprime mathématiquement de la manière suivante :

$$\tan \theta = \frac{\dot{y}}{\dot{x}} \quad (1.5)$$

Avec θ la direction, (x,y) la position du sujet. Les auteurs mettent alors en place un protocole expérimental visant à générer des trajectoires locomotrices dirigées vers un objectif dont la position et l'orientation varient au cours des essais. Aucune contrainte supplémentaire n'est imposée quant à la trajectoire à suivre. Ce protocole va donner lieu à de nombreux résultats [Arechavaleta2006b, Hicheur2007, Pham2007]. Le premier fait notable concerne la reproductibilité forte que montrent les trajectoires malgré le fait qu'elles ne soient pas imposées (Figure 1.14). Ceci laisse entendre qu'un mécanisme commun régit la génération du chemin à emprunter.

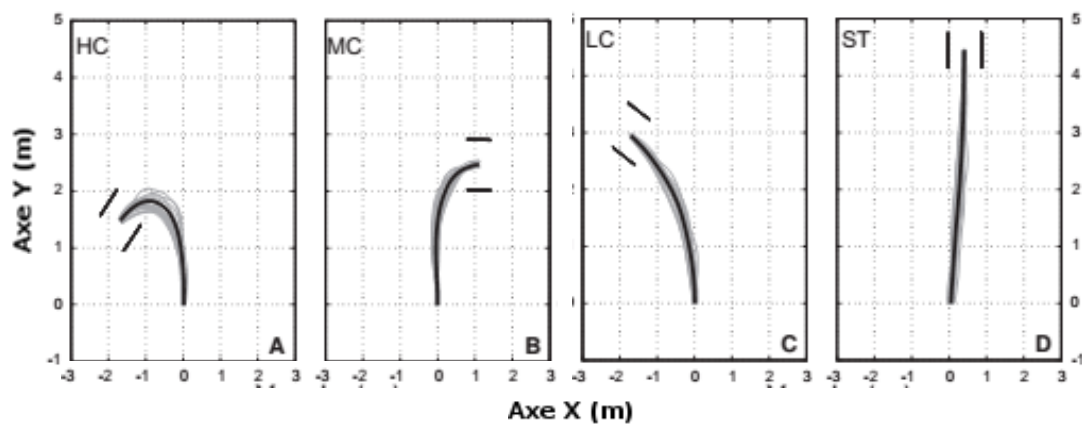


Figure 1.14 - Reproductibilité des trajectoires locomotrices pour quatre niveaux de courbure. De gauche à droite : courbure forte, courbure moyenne, courbure faible, ligne droite. Le tracé noir représente la trajectoire moyenne, les tracés gris sont les tracés individuels réalisés lors de l'expérimentation (adaptée de [Hicheur2007]).

Cette reproductibilité se retrouve également au niveau cinématique où les sujets adaptent leur vitesse de déplacement de façon similaire. Une réduction continue et progressive de la vitesse à l'abord du virage produit alors une trajectoire lisse [Hicheur2007]. En revanche, les auteurs ne remarquent aucun lien entre la trajectoire suivie et les emplacements de pose de pieds. En outre, la tête semble systématiquement effectuer une rotation pour s'orienter suivant la future direction et l'amplitude de la déviation augmente avec la courbure de la trajectoire. Ceci les amène à la conclusion que le contrôle spatial de la trajectoire se ferait en prenant en compte les déplacements de la tête, ou au moins du corps, plutôt que les endroits de pose de pied. En outre, ils ajoutent qu'aucune indication concernant une segmentation de la trajectoire n'a émergé de leurs analyses et postulent ainsi pour une génération de la trajectoire dans sa globalité selon un principe d'optimalité.

Sur la base de ces observations, Pham et collaborateurs [Pham2007] implémentent un modèle de génération de trajectoires. L'idée centrale de leur travail consiste à optimiser l'aspect lisse

de la trajectoire, ce qui revient à minimiser la $n^{ième}$ dérivée de la position. Ils évaluent alors l'impact de l'ordre de la dérivée sur la trajectoire générée en appliquant leur algorithme aux quatre premières dérivées (vitesse, accélération, jerk et snap). Il s'avère que les trajectoires et profils de vitesse simulés sont le plus proche des trajectoires mesurées dans les deux derniers modèles, ce qui est cohérent avec des études précédentes effectuées sur les mouvements de la main [Flash1985, Richardson2002]. Utilisant le même principe d'optimalité, Arechavaleta et collaborateurs [Arechavaleta2006b] s'intéressent à la minimisation de la variation de la courbure en prenant également en compte le caractère non-holonyme de la locomotion humaine. Afin d'évaluer les capacités de leur modèle ils définissent l'erreur euclidienne moyenne comme critère de performance. Si, pour une trajectoire donnée, cette erreur est inférieure à 10 cm (défini arbitrairement), la trajectoire est considérée comme une bonne prédiction. Ils montrent alors que plus de 90% de leurs prédictions (sur 1430 trajectoires mesurées) satisfont à ce critère.

Mombaur et collaborateurs [Mombaur2010] ont proposé un modèle basé sur le *contrôle optimal inverse*. L'idée générale est d'utiliser le principe d'optimalité présenté dans le paragraphe précédent sur plusieurs critères pondérés les uns par rapport aux autres. Par analyse des données mesurées, l'algorithme va ensuite déterminer les valeurs des coefficients de pondération les plus appropriées. Fait intéressant, leurs résultats fournissent des valeurs nulles quant aux coefficients de pondération attribués au jerk, à la vitesse ou à l'énergie cinétique, suggérant qu'aucun de ces trois paramètres ne serait en cause dans la génération de trajectoires locomotrices.

D'autres modèles sont proposés dans la littérature, notamment en robotique. [Castelan2009] utilise une méthode de linéarisation locale, à l'inverse des méthodes d'optimisation non linéaire proposées au dessus, couplée à une analyse en composante principale. Celui-ci est ensuite adapté pour utiliser la méthode de décomposition en valeurs singulières (SVD) [Ramirez2010]. Ces modèles statistiques produisent des résultats convaincants, néanmoins ils ne fournissent pas, ou peu, d'informations susceptibles de comprendre la manière dont l'être humain produit ses trajectoires.

En définitive, les études présentées ici nous poussent à penser que la trajectoire est prévue en globalité avant d'être exécutée. Cependant, Pham fait remarquer que la faible variabilité observée au niveau de la trajectoire pourrait refléter l'existence d'une régulation *online* de la trajectoire [Pham2007].

1.1.2.3 Contrôle de la trajectoire

La littérature s'accorde sur le fait que les récepteurs proprioceptifs, vestibulaire ainsi que visuel ont un rôle majeur dans la régulation et le contrôle des trajectoires. Ceux-ci, principalement situés au niveau de la tête, fournissent des informations de positions (de soi ou des éléments extérieurs), d'orientations, de vitesses ou encore inertielles. Or, nombre d'études ont observé une rotation de la tête en amont du virage, et ce dans une multitude de conditions expérimentales, quelques soient la courbure du virage ou la vitesse de marche [Grasso1998, Hollands2001, Courtine2003a, Vallis2004, Hicheur2005b, Sreenivasa2008]. Dans un virage à 90°, celle-ci interviendrait environ 1 seconde avant d'atteindre le point de virage [Grasso1998] et précéderait de 200 millisecondes la rotation du reste du corps [Courtine2003a]. Cependant, les protocoles proposés dans ces travaux ne font pas varier la distance entre le point de départ et le virage. Cette remarque amène certains auteurs à considérer que la rotation de la tête est initiée non pas à un temps constant avant le virage mais à une distance constante [Prévost2002] qui serait de l'ordre de 1 m quelque soit la courbure de la trajectoire à venir [Sreenivasa2008]. Dans cette dernière

étude, les auteurs font remarquer la possibilité qu'il s'agisse d'un nombre de pas avant le virage qui soit déterminant du fait que leur population ne présente qu'une faible variabilité en taille donc de longueur de pas. Cette remarque peut d'ailleurs également s'appliquer aux travaux de Courtine et collaborateurs [Courtine2003a] dont les sujets ont une taille comprise entre 1.74m et 1.78m avec un écart type de vitesse faible. Dans ces conditions distance et temps sont fortement liés. Cependant, récemment Reed et collaborateurs [Reed-Jones2009] étudient l'effet de la vitesse sur la distance à laquelle s'effectue la réorientation à l'aide d'un environnement virtuel. Dans cette expérimentation le sujet marche sur un tapis roulant et la caméra avance indépendamment. Ils observent que la distance augmente avec la vitesse et en concluent que le temps est le paramètre constant.

Quelque soit son déclencheur, ce phénomène se retrouve aussi bien pour un virage à gauche qu'à droite [Hollands2001, Hicheur2005c] dans des proportions identiques [Prévost2002], l'amplitude de déviation augmente avec la courbure [Hicheur2007, Sreenivasa2008] tandis que la vitesse de déplacement ne montre aucun effet sur cette dernière [Prévost2002]. La rotation de la tête donne suite à une rotation des épaules, du tronc, du bassin et enfin des pieds [Sreenivasa2008, Patla2004, Courtine2003a, Vallis2001, Hollands2004, Reed-Jones2009]. La principale théorie avancée pour expliquer cet enchaînement segmentaire concerne le repère de référence. En effet, la tête regroupe la majeure partie des récepteurs permettant à l'humain de s'orienter. Sa rotation anticipée permettrait alors de préparer un repère stable dans la nouvelle direction de progression [Grasso1998]. Cette théorie permet également d'expliquer le fait que si l'on bloque la tête dans la même direction que le tronc, celui effectue sa rotation de manière plus précoce [Hollands2001] ou que l'application d'une rotation involontaire à la tête produit une modification des paramètres de marche et de la trajectoire [Vallis2004]. La diminution de la vitesse aux abords et dans un virage serait d'ailleurs un moyen de réduire la fréquence des mouvements de la tête [Hicheur2005c] et donc de la stabiliser. L'acquisition de ce référentiel stable donne alors suite à l'enchaînement segmentaire décrit ci-dessus qui serait en fait issu d'une *bibliothèque* de synergies motrices en virage [Grasso1998, Vallis2001]. La rotation de la tête pourrait être un mécanisme visant à amener le regard au plus vite dans la nouvelle direction afin de donner le plus rapidement possible les informations nécessaires au système nerveux central (SNC) pour élaborer les mouvements à effectuer [Courtine2003a, Sreenivasa2008]. Le SNC semble d'ailleurs retarder le changement de direction du centre de masse tant qu'il n'a pas d'informations visuelles du nouveau tracé [Vallis2001]. Une étude chez des personnes âgées menée par Akram et collaborateurs [Akram2010b] consistait à demander au sujet de se tourner (sur place) vers une direction pré-établie. Au lieu d'observer la séquence de rotation décrite ci-dessus, la tête les épaules et le tronc se réorientent de manière simultanée. Dans un premier temps, il est tout à fait envisageable que l'âge des sujets ait un effet sur ces résultats. Cependant, une méthodologie similaire mais sans connaissance *a priori* de l'orientation à adopter (les sujets devaient trouver un point lumineux et s'orienter dans sa direction) a permis de mettre en évidence la dite séquence. Une explication serait alors que la recherche d'un point visuel déclencherait les synergies motrices de virage. Les résultats de Reed-Jones et collaborateurs [Reed-Jones2009] à ce sujet sont aussi révélateurs. Dans leur protocole, dont nous parlions plus tôt, ils soumettent des sujets à une vidéo dont la caméra avance le long d'un couloir. Deux conditions sont testées, l'une pendant laquelle le sujet est libre de regarder où il le souhaite et une autre dans laquelle il doit suivre un point fixe situé dans la direction de progression d'origine. Debout sur un tapis roulant, dans la première condition les sujets initient la séquence de ré-orientation tandis que la seconde ne met pas en évidence cet enchaînement, les segments se réorientent d'un seul bloc. Notons tout de même qu'une étude récente va à l'encontre des observations faites ici [Cinelli2012]. Dans ces travaux les participants doivent marcher en ligne droite en direction d'une lumière verte. Une autre lumière, rouge, situé à gauche ou à droite leur indique s'ils doivent ou non marcher avec la tête orientée dans le sens de la marche. En outre,

il ajoutent un mécanisme permettant de perturber cette orientation. Selon leurs résultats, les sujets effectuant une rotation volontaire de la tête montreraient une déviation dans la trajectoire suivie alors que cette conséquence ne se manifeste pas dans le cas d'une perturbation de l'orientation. Il en concluent alors que la déviation de la tête n'est ni une condition suffisante, ni une condition nécessaire au contrôle locomoteur en virage.

Le regard a donc un rôle important dans le contrôle des trajectoires, les saccades oculaires observées en même temps que la réorientation de la tête [Hollands2002] en sont la preuve. En effet, les informations provenant de la vision sont primordiales pour l'orientation dans un environnement. Souman et collaborateurs [Souman2009] le montrent en évaluant la véracité de la croyance largement populaire selon laquelle on marcherait en rond dans le désert (d'ailleurs reprise par Hergé¹). Les individus alors placés dans ces conditions tendent à décrire des cercles au lieu de suivre une trajectoire rectiligne. Dans ces conditions le sujet dispose néanmoins d'informations visuelles, si l'on supprime ces informations et qu'il est demandé à un individu de suivre une trajectoire qu'il connaît, la variabilité dans la reproduction de celle-ci augmente et d'autant plus si la trajectoire ne décrit pas une ligne droite [Courtine2003a]. Les auteurs ajoutent que l'aspect de la trajectoire est moins lisse qu'en présence d'un signal visuel. La vision participerait alors au principe d'optimalité évoqué dans la section 1.1.2.2 concernant la génération de trajectoires.

Depuis plusieurs années, la réalité virtuelle permet de « tromper » le système visuel. La méthode la plus simple consiste à simuler une rotation de la tête en déplaçant l'image perçue par le sujet. Cutting et collaborateurs [Cutting2002] montrent de cette manière que cette impression visuelle engendre chez les sujets une déviation de leur trajectoire initiale. Ils font cependant remarquer que rien ne prouve que les mêmes mécanismes sont mis en jeu lors d'une marche dans le monde réel et leurs conditions expérimentales. En outre, ils ne donnent que peu d'explications quant au phénomène observé. À ce sujet, une théorie majeure indique que les informations visuelles sont utilisées sous la forme du *flux optique*. Celui-ci est en fait une représentation vectorielle des déplacements des éléments présents dans l'image rétinienne. Il est associé à deux notions fondamentales : le foyer d'expansion et la parallaxe du mouvement. Le foyer d'expansion peut être assimilé à une ligne de fuite. Les vecteurs représentant les mouvements de tous les points de l'image ont pour origine un point situé sur une droite passant par le foyer d'expansion. De ce fait, lors d'une translation vers l'avant, le champ de vecteur se propage de manière radiale autour du foyer d'expansion. La parallaxe du mouvement de son côté représente une sensation bien connue des voyageurs dans un train : lorsqu'un voyageur regarde les poteaux électriques situés à un quelques mètre du train, ils semblent défiler à une vitesse supérieure à celle des vaches qui se trouvent quelques dizaines de mètres plus loin. Le foyer d'expansion a depuis fait l'objet de nombreux travaux. Sarre et collaborateurs [Sarre2008] manipulent ce foyer d'expansion en lui appliquant une translation (simulant le déplacement du sujet), une rotation (simulant une rotation de la tête sur l'axe antéro-postérieur) et les deux combinés. Les résultats montrent une déviation de la trajectoire initiale dans la première condition et une initiation des synergies motrices de virage lorsque le sujet a l'impression d'une rotation (les deux dernières conditions). Plus récemment, Hanna et collaborateurs [Hanna2008] proposent un protocole (en environnement virtuel toujours) dans lequel les sujets sont évalués dans 3 configurations : une rotation active de la tête, une rotation simulée par la rotation de la caméra et une rotation simulée mais sans objectif à atteindre. Leurs résultats sont intéressants dans le sens où les deux conditions de rotation simulée engendrent une réorganisation segmentaire, ce qui ne se voit pas dans la condition de rotation volontaire. Ces observations les amènent à conclure que les informations visuelles ne sont pas suffisantes pour déclencher les synergies de virages, les informations proprioceptives (notamment au niveau des muscles du cou) auraient ainsi un rôle

1. Dupond et Dupont sont perdus dans le désert, dans *Tintin au pays de l'or noir*.

complémentaire dans l'interprétation du flux optique. Ces résultats sont d'ailleurs cohérents avec d'autres obtenus en environnement réel, dans le noir, qui montrent que l'anticipation de la tête est également présente [Hollands2004]. Cette rotation pourrait alors servir à mettre à jour une représentation mentale de l'environnement par le biais des informations proprioceptives [Prévoist2002].

Cette remarque nous amène à la seconde théorie quant à l'utilisation de la vision lors de la locomotion. Selon les auteurs qui la défendent, le rôle principal du regard serait de construire une carte mentale de l'espace, également appelée vision égocentrique. Dans cette représentation, l'environnement est décrit par rapport à la position du piéton. Celui-ci cherchera alors à aligner la direction de progression avec la direction dans le repère égocentré du but à atteindre. Dans un protocole impliquant des lunettes prismatiques censées modifier les positions des objets observés, Rushton et collaborateurs [Rushton1998] demandent à des sujets de marcher en direction d'un but. Ils remarquent que les participants produisent des trajectoires courbes pour atteindre cet objectif, traduisant ainsi des difficultés à aligner leur direction de marche avec la direction égocentrée du point à rejoindre. Ils en concluent alors que la tâche locomotrice est principalement gérée (en terme de vision) par une représentation égocentrée de l'environnement.

Il semblerait en définitive que les deux stratégies soient employées [Warren2001]. L'utilisation de l'une ou l'autre dépendrait des informations disponibles au niveau du flux optique. Plus celui-ci fournit des informations précises et riches plus il sera préférentiellement utilisé [Wilkie2003]. En revanche, plus les informations visuelles sont pauvres et plus le piéton se repose sur la vision égocentrée [Rushton1998].

Enfin, n'oublions pas que les récepteurs visuels ne sont pas les seuls mis en jeu lors de la locomotion humaine. Nous avons déjà évoqué le rôle des récepteurs proprioceptifs, notamment au niveau du cou qui permettent d'interpréter les informations de flux optique, c'est à dire de dissocier les informations relatives aux mouvements de la tête et des yeux des mouvements effectués par les éléments présents dans le champ de vision [Hanna2008, Sarre2008]. Le système vestibulaire semble également avoir un rôle dans le maintien de la trajectoire. Une étude réalisée par Fitzpatrick et collaborateurs [Fitzpatrick2006] consiste à faire marcher les participants en ligne droite dans le noir pendant qu'ils stimulent le nerf relié aux canaux semi-circulaires. Ils observent que si la tête est bloquée vers le bas et que le côté droit est stimulé, suggérant alors un mouvement de rotation du côté gauche, le sujet dévie de sa trajectoire sur le côté droit (et inversement). Ils montrent ainsi que le système vestibulaire, qui permet de détecter des rotations, pourrait également enclencher les synergies motrices de virage.

1.1.2.4 Navigation dans un environnement contraint.

Jusqu'à présent nous nous sommes intéressés aux trajectoires dans un environnement non contraint. Nous entendons par cette expression que le sujet peut choisir sa trajectoire librement dans un espace délimité mais non peuplé (d'objets ou de personnes). Ce type de situation ne se produit pourtant que très rarement dans la vie quotidienne. Régulièrement nous sommes confrontés à l'évitement d'obstacles et nous devons adapter les trajectoires initialement prévues. Ces adaptations sont effectuées en tenant compte d'une zone englobant le piéton et permettant de conserver une marge de sécurité. Cette zone, assimilable à une bulle [Sommer1959, Hall1966, Dosey1969] et généralement appelée *espace personnel*, a initialement été observée chez les animaux [Hediger1955]. Ainsi, lorsqu'un animal constate qu'un prédateur a pénétré une certaine zone, celui-ci s'éloigne de manière à sortir le prédateur de son espace. Cette

zone varie d'une espèce à une autre et en fonction de la domestication de l'animal (elle sera plus élevée chez un animal sauvage.). Cette propriété met d'ailleurs en évidence le versant social de l'espace personnel. Sommer [Sommer1959] le décrit comme une distance qu'un individu place généralement entre lui et un autre lors des interactions sociales. Evans et Wener [Evans2007] évaluent le stress généré chez des utilisateurs du train par la proximité avec les autres. Dans cette situation, la densité de population dans un wagon ne produit aucun état de stress, en revanche le nombre de voyageurs à proximité directe d'un individu entraîne automatiquement un certain malaise.

Dans le cadre de la locomotion humaine, l'espace personnel prendrait en considération quatre facteurs [Templer1995] :

- ▶ L'ellipse du corps (*the body ellipse*) qui représente une approximation de la surface du corps en posture érigée projetée au sol.
- ▶ La zone de marche (*the pacing zone*) correspond à l'espace nécessaire aux mouvement du corps pendant la locomotion.
- ▶ La zone sensorielle (*the sensory zone*) représente l'espace que tente de maintenir un individu entre son corps et le reste de son environnement de manière à pouvoir anticiper et réagir aux dangers potentiels.
- ▶ La zone tampon (*the buffer zone*) correspond à l'espace qu'un sujet laisse entre lui et les autres pour des raisons psycho-culturelles.

La zone sensorielle et la zone tampon engloberaient les deux autres et l'auteur estime les dimensions de l'ensemble à 1.06m de large et 1.52m de longueur. Plus récemment, Gérin-Lajoie et collaborateurs [Gérin-Lajoie2005] ont entrepris de définir plus précisément l'aire et la forme de cette surface. Leur protocole expérimental consiste en une tâche d'évitement d'obstacle (mobile et immobile) matérialisé par un mannequin fixé sur un rail. Lorsque que celui-ci est en mouvement sa trajectoire croise celle du piéton avec un angle de 45° en allant de droite à gauche. Dans ces conditions, ils observent que le sujet laisse systématiquement l'obstacle sur sa gauche, ce qui ne permet que de quantifier le quart supérieur gauche de l'espace personnel. Néanmoins, pour chaque instant ils déterminent le vecteur ayant pour origine le centre de masse du sujet et pour destination l'épaule du mannequin. Puis, en reliant les extrémités de chaque vecteur il déterminent une approximation géométrique de l'espace personnel (figure 1.15A). En moyenne, cette surface représente une aire de $0.89m^2$ dont le contour peut être interpolé par une ellipse (figure 1.15B) avec un coefficient de détermination de 0.9987.

Ils montrent également que lorsqu'une perturbation survient, l'espace augmente de manière à pouvoir prêter une moindre attention à l'obstacle et s'intéresser à la perturbation (sonore dans leur cas). De la même manière, l'espace augmente quand les actions du mannequin sont connues à l'avance, ceci permettrait au sujet de se concentrer sur la suite de sa trajectoire. Par la suite, ils montrent également que chez les personnes âgées l'espace personnel est de taille et de forme similaires [Gérin-Lajoie2006]. En revanche, chez cette population si l'on introduit une distraction, la surface de l'espace personnel augmente plus que chez de jeunes adultes et leur capacité à répondre à des questions est réduite. Enfin, plus récemment ils étudient l'effet de la vitesse ainsi que la symétrie de cette surface [Gérin-Lajoie2008]. Étonnamment leurs résultats ne montrent aucune influence de la vitesse sur la surface de l'ellipse. La symétrie quant à elle n'est pas non plus totalement vérifiée. En effet, ils observent que la taille augmente du côté visuel non dominant et attribuent ce phénomène au traitement des informations qui serait plus rapide de ce côté.

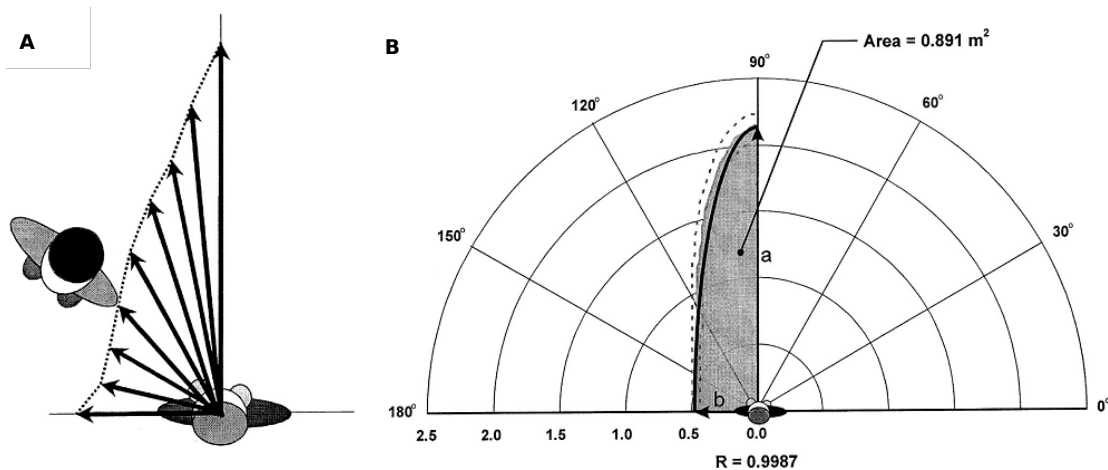


Figure 1.15 - Méthodologie de détermination de l'espace personnel. A : le vecteur entre le centre de masse du sujet et l'épaule du mannequin est déterminé pour 90 positions différentes. Les extrémités des vecteurs sont ensuite reliés formant une approximation géométrique de l'espace personnel. B : La moyenne de ces approximations de tous les sujets est alors interpolée par un quart d'ellipse. Les auteurs obtiennent un coefficient de détermination de 0.9987 (adapté de [Gérin-Lajoie2005]).

Une des questions encore débattues au sujet de l'évitement d'obstacle concerne la stratégie utilisée pour élaborer la trajectoire. Celle-ci est-elle planifiée avant d'être exécutée ou bien résulte-elle d'adaptations conçues en réponse à des perturbations imminentes ? Selon Fajen et Warren [Fajen2003, Warren2004], celle-ci serait générée *online*. Pour étayer leur affirmation ils mettent au point un modèle dynamique permettant de générer des trajectoires locomotrices en considérant les obstacles comme des forces de répulsion et l'objectif à atteindre comme une force d'attraction. L'analyse de trajectoires réalisées par des sujets en environnement virtuel leur permet de définir le comportement de chacun des éléments (i.e. l'évolution des forces de répulsions et d'attraction). Ainsi, la force d'attraction de l'objectif augmente linéairement avec l'angle formé entre la direction de progression et la ligne qui le relie au sujet et décroît exponentiellement avec la distance. De son côté la force de répulsion des obstacles décroît exponentiellement avec l'augmentation de l'angle et de la distance. En effectuant une combinaison linéaire de ces deux comportements ils arrivent à prédire les trajectoires recueillies lors des expérimentations. Ils montrent ainsi que la navigation dans un environnement contraint peut être le résultat d'une régulation *online* de la trajectoire.

Afin de vérifier cette hypothèse Patla et collaborateurs évaluent les performances de 6 modèles de générations de trajectoires en les comparant à des trajectoires réalisées dans un environnement réel [Patla2004]. Parmi ces 6 modèles, un est réactif et les 5 autres sont prédictifs. Le groupe « prédiction » est également scindé en deux sous-groupes, l'un se base sur des informations géométriques détaillées concernant les obstacles et l'autre sur une identification de groupes d'obstacles à éviter. Lors d'une session expérimentale, ils recueillent les trajectoires de 6 participants qui doivent naviguer dans un espace contraint par douze obstacles (matérialisés par des cônes de chantier) disposés de manière aléatoire. De façon à être sûr que les sujets ne puissent pas prévoir leur chemin *a priori*, il leur est demandé de fermer les yeux en attendant le signal sonore qui leur indique quand les ouvrir et partir en direction d'un objectif défini. La comparaison des 6 modèles et des trajectoires recueillies indique alors que le modèle de planification à partir de groupes d'obstacles à éviter se rapproche le plus des trajectoires réelles et pousse les auteurs à plaider pour la théorie de la planification. Gérin-Lajoie et collaborateurs abondent dans ce

sens à deux reprises. Dans une première étude [Gérin-Lajoie2005] ils montrent que les adaptations locomotrices anticipatoires sont mises en place presque 5 m avant un obstacle mobile si son mouvement est connu à l'avance, ce qui indique une planification des actions du sujet. Ils ajoutent que dans le modèle proposé par Fajen et Warren, la force de répulsion des obstacles est quasiment nulle à 4 m de distance, ce qui est en contradiction avec leurs observations. Puis, en comparant des athlètes et des non-athlètes, ils observent que la vitesse de marche lors de l'évitement d'un obstacle chez des athlètes est moins altérée que celle de non-athlètes. En revanche, si la luminosité est réduite celle-ci diminue laissant penser que le planning de la trajectoire ne peut pas être complètement réalisé et résulterait en une diminution de vitesse à des fins de sécurité.

Plus récemment, Basili et collaborateurs [Basili2013] abordent la question dans le cadre du croisement de deux piétons dont un non-réactif. En comparant les trajectoires du sujet réactif avec un modèle basé sur la minimisation du jerk (i.e. troisième dérivée de la trajectoire, voir section 1.1.2.2), ils montrent que les chemins empruntés par les sujets ne respectent pas le critère d'optimalité de la propriété lisse de la trajectoire dans son ensemble. Ils remarquent cependant que ce critère peut être vérifié localement et concluent que dans le cadre d'un environnement dynamique, la théorie de la planification de s'applique plus. Le sujet chercherait alors à concevoir un trajet ponctuellement lisse en fonction des événements instantanés. En outre, leur travail souligne l'importance de la nature de l'obstacle au regard des adaptations mises en place afin de l'éviter. En effet, les ajustements à apporter diffèrent s'il s'agit d'un obstacle immobile ou mobile.

Dans le cas d'un obstacle immobile, Vallis et McFadyen sont parmi les premiers à s'intéresser au séquençage temporel des adaptations [Vallis2003]. Plus précisément, les auteurs cherchent à rendre compte de la chronologie des adaptations locomotrices anticipatoires et de la réorganisation segmentaire lors du contournement d'un obstacle. Ils identifient alors quatre pas sur lesquels ils portent leur attention : les trois pas qui précèdent l'obstacle et le pas qui suit directement l'obstacle. En outre, ils mettent en évidence deux stratégies segmentaires, définies par la jambe d'appui, lors du contournement. L'une consiste à contourner l'obstacle avec la jambe d'appui opposée à celui-ci (« lead-out ») et l'autre avec le pied intérieur en appui (« lead-in »). Ces stratégies sont utilisées par les sujets dans des proportions égales et ne présentent pas de différence au niveau de la longueur de pas (y compris avec des pas en ligne droite) quelques soit le pas analysé. En revanche la largeur de pas se voit augmenter à l'approche de l'obstacle. Ceci permettrait de déplacer le centre de masse sur l'axe medio-latéral afin de contourner l'obstacle. Un autre résultat important de leur étude est que contrairement aux situations de virage, la tête n'anticipe pas la ré-orientation du corps. Franchak et collaborateurs [Franchak2010] ont mesuré les temps d'observation dans un environnement jonché d'obstacles. Ils observent que les sujets fixent les obstacles en moyenne 2.2 secondes avant de les croiser, ce qui correspond environ à 3 pas avant de les contourner. On pourrait donc raisonnablement penser que cette réorientation anticipatoire n'a pas lieu car le sujet se renseigne alors sur la suite de la trajectoire.

Gérin-Lajoie et collaborateurs se sont également intéressés à l'organisation temporelle du contournement d'obstacle [Gérin-Lajoie2005]. Ils mettent ainsi en évidence 2 phases dans l'évitement d'un obstacle fixe :

- Une phase d'anticipations locomotrices 4.5m avant l'obstacle (environ 6 pas) durant laquelle ils observent une déviation de la trajectoire initiale et un réajustement segmentaire avec deux pas plus larges et plus courts juste avant l'obstacle en accord avec les résultats proposés par Vallis et McFadyen. Au sein de cette phase ils identifient deux niveaux : la première partie contenant la déviation de la trajectoire initiale est qualifiée de stade de planification précoce (« early planning stage ») et la dernière foulée avant le croisement de stade de planification tardive (« late planning stage »).

- Une phase de dégagement qui se caractérise généralement par une largeur accrue et une longueur encore plus courte. En outre, les sujets conservent ici une distance constante entre eux et le mannequin.

Par ailleurs, le protocole implique également une situation dans laquelle les sujets ne savent pas si l'obstacle est mobile ou immobile. Contrairement à cette situation, si les sujets sont certains que l'obstacle n'est pas mobile, ils initient la déviation plus tôt pour la répartir sur l'ensemble de la trajectoire d'approche (ceci nous ramène d'ailleurs à une notion de planification plutôt que de réaction).

Dans le même travail ils s'intéressent à l'évitement d'un obstacle mobile. Dans cette catégorie nous pouvons distinguer deux sous-ensembles : les obstacles mobiles passifs et les réactifs. Dans leur cas la tâche consiste à éviter un mannequin fixé sur un rail, il s'agit là d'un obstacle mobile passif. Dans ces circonstances, ils observent une vitesse de marche réduite par rapport au contournement d'un obstacle immobile. Cette diminution servirait à augmenter le TTC de manière à pouvoir analyser les mouvements du mannequin pour fournir une réponse adaptée, et traduit ainsi un temps calculatoire supérieur à l'obstacle fixe. En revanche si le « comportement » du mannequin est connu *a priori*, les déplacements médio-latéraux du centre de masse et la largeur de pas ne présentent pas de différence entre un obstacle mobile et un obstacle fixe. Dans les deux cas l'initiation du déplacement du centre de masse s'effectue à la même distance (4.5m de l'obstacle) et la largeur de pas augmente suivant le même profil. Au contraire, si les actions du mannequin ne sont pas connues à l'avance, les modifications majeures sont apportées au cours du stade de planification tardive.

Dans le même registre, Cinelli et Patla [Cinelli2007] s'intéressent à l'évitement d'une collision frontale avec un mannequin fixé sur un rail. Dans une première condition le sujet doit rejoindre un point situé à l'opposé de l'environnement expérimental uniquement composé de cellules photoélectriques placées à 2.5 m du départ du sujet utilisées pour enclencher le mouvement du mannequin. Dans ces circonstances les auteurs remarquent que le sujet initie la déviation médio-latérale de centre de masse à une distance constante parcourue par l'obstacle quelque soit la vitesse de déplacement du mannequin. Cependant, la vitesse d'évolution de la trajectoire est fortement influencée par la vitesse de l'obstacle. Autrement dit, plus l'obstacle va vite et plus la déviation médio-latérale du centre de masse s'effectue rapidement (mais débute toujours à la même distance). La seconde condition comporte en plus une « porte » de 90cm de large et placée à 3.5m des cellules photoélectriques. Celle-ci a pour objectif de servir de point de contrôle afin de forcer le sujet à passer à travers avant d'effectuer des modifications locomotrices. Les auteurs observent alors que les modifications de trajectoires sont effectuées plus tard que dans la première condition et ce phénomène s'accroît lorsque la vitesse diminue. Le sujet initie ses changements juste avant la porte ou au moment de la passer. Ils attribuent alors cet effet au fait que le sujet est « forcé » de prendre plus de temps pour analyser les déplacements du mannequin, l'évaluation du TTC serait alors plus précise. Ils en concluent donc qu'un individu est capable de moduler son *timing* d'adaptation quelque soit la vitesse à la condition qu'un repère visuel permette d'évaluer avec précision le TTC. Plus tard, ils cherchent à voir l'impact de la position de la porte [Cinelli2008]. Dans un protocole similaire mais dans lequel ils s'arrangent pour que la porte se trouve soit 1.5 m avant le point de collision théorique, soit au point de collision théorique ou soit 1.5 m après. Ils observent notamment que l'initiation de la déviation médio-latérale s'effectue plus tardivement si la porte se trouve avant le point de collision. En revanche, la vitesse de l'obstacle n'a aucune répercussion sur l'instant initial de la déviation. En outre, ils observent que les changements de direction ont systématiquement lieu avant le passage de la porte même si les sujets ont le temps de l'effectuer après. Les auteurs postulent qu'une *zone de sécurité* pourrait exister contraignant ainsi le sujet à initier ses modifications avant le passage de

la porte. Ceci nous ramène alors à la notion d'espace personnel. Enfin, ils observent également que le changement de direction a systématiquement lieu avant le changement de vitesse du sujet. Ils se réfèrent alors aux travaux de Gérin-Lajoie et collaborateurs [Gérin-Lajoie2005] qui observent une déviation sur l'axe médio-latéral durant le stade de planification précoce et un changement de vitesse au cours du stade de planification tardive (un pas avant le passage de l'obstacle). Ceci permettrait d'ajuster plus finement les modifications par une stratégie de type *online*.

Dans un travail plus récent Basili et collaborateurs n'observent cependant pas cette organisation temporelle [Basili2013] ni le même type d'adaptations. Ils proposent un protocole expérimental relativement original : le croisement entre deux piétons dont un ayant pour consigne de ne pas réagir à la présence de l'autre. On peut alors considérer qu'il s'agit encore là d'un obstacle mobile non-réactif. Dans ces conditions, le sujet n'effectue pas de déviation médio-latérale, il adapte sa vitesse de marche. En lieu du profil de vitesse en forme de cloche, ils observent alors deux pics. Avec un freinage puis une accélération avant le passage au point de croisement du sujet non réactif (figure 1.16).

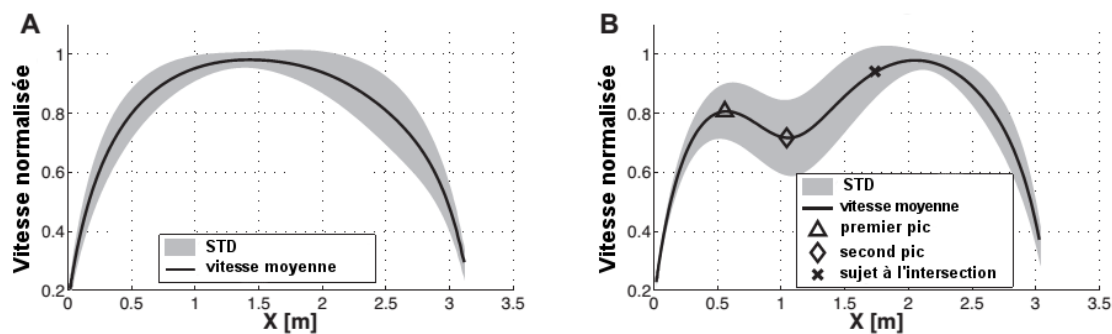


Figure 1.16 - Profil de vitesse lors d'un croisement avec un piéton non réactif. A : sans obstacle B : en présence du piéton non-réactif. Dans cette situation le sujet freine puis ré-accélère avant de croiser le piéton non-réactif.

Huber et collaborateurs [Huber2014] remarquent que ces résultats sont en contradiction avec ceux exposés précédemment [Gérin-Lajoie2005, Cinelli2007, Cinelli2008]. Ils s'appuient alors sur les résultats de Fajen et Warren [Fajen2003, Warren2004] pour émettre l'hypothèse que l'angle formé par les deux trajectoires influencerait la stratégie utilisée. Sur la base de la méthodologie de Basili et collaborateurs ils proposent un protocole permettant de faire varier l'angle formé par les trajectoires ainsi que la vitesse de marche. Ils observent que la déviation de la trajectoire à lieu quelque soit la condition. En contre-partie, la vitesse n'est ajustée que dans les conditions où les trajectoires forment un angle de 45° et 90°. Les auteurs postulent alors que l'angle formé par la trajectoire de l'obstacle mobile demande un coût de calcul supplémentaire afin de déterminer la vitesse de celui-ci.

Enfin, l'originalité des deux dernières études amène également une question : le fait que l'obstacle mobile soit un autre piéton influe-t-il sur la réponse motrice apportée par le sujet ? Cette question semble légitime et nous conduit directement à la catégorie des obstacles mobiles réactifs.

L'intérêt porté à l'interaction entre deux (ou plus) sujets est relativement récent. On peut noter les travaux de Ducourant et collaborateurs [Ducourant2005] cependant la tâche qu'ils observent s'apparente plus à de l'interception qu'à de l'évitement de collision. À notre connaissance Olivier

[Olivier2008a] est la première à porter son attention sur la manière dont deux piétons se croisent. Son analyse porte sur un croisement à 90°, les participants devaient marcher d'un coin de la pièce jusqu'au coin opposé. En outre, des panneaux occultants étaient disposés de manière à ce que les sujets ne puissent pas se voir avant d'entrer dans une zone définie comme la zone *d'interaction*. Elle définit ensuite la *distance minimal prédite* (MPD pour *minimal predicted distance*) comme étant la distance minimale qui séparera les sujets si ils ne modifient ni leur orientation ni leur vitesse de marche². Cette nouvelle variable lui permet alors de quantifier l'impact de la vitesse et de l'orientation de chaque sujet sur l'évitement de la collision. De cette manière elle observe que le sujet passant en premier au point de croisement utilise principalement une stratégie en déviation tandis que le sujet passant en second utiliserait une combinaison de la stratégie en déviation et de la stratégie en vitesse. Un point intéressant est que ces résultats indiquent une stratégie inverse à celle décrite par Cinelli et Patla [Cinelli2007] lors de l'évitement frontal d'un mannequin mobile. Par la suite Olivier et collaborateurs [Pettré2009, Olivier2010] détaillent l'évolution temporelle de la MPD pour laquelle ils observent 3 phases :

- Une phase d'observation pendant laquelle la MPD est constante.
- Une phase d'interaction durant laquelle les sujets adaptent mutuellement leurs trajectoires et/ou vitesses.
- Enfin, une phase de régulation. À ce point les sujets semblent avoir résolu la situation et maintiennent une MPD constante. L'existence de cette phase serait par ailleurs le signe d'une stratégie de planification de trajectoire plutôt que de réaction.

En définitive, que ce soit pour des raisons de confort ou de sécurité, un individu cherche à préserver son espace personnel. Du point de vue de la sécurité cela consiste en grande partie à éviter les obstacles présents dans la trajectoire initiale. Pour cela le sujet est capable d'élaborer des stratégies d'évitements qui semblent dépendre du type d'obstacle rencontré. En outre, bien qu'il soit capable d'effectuer des adaptations *online*, il semble également que la trajectoire soit élaborée (au moins en partie) en amont de sa réalisation. Cette caractéristique implique d'être en mesure de détecter *a priori* un risque de collision ainsi que l'instant où celle-ci va potentiellement survenir. Ces deux renseignements semblent être obtenus par le biais du flux optique qui contient effectivement les informations nécessaires.

Ainsi, afin de définir si le risque de collision existe et donc la nécessité de modifier sa trajectoire et/ou sa vitesse, le piéton utiliserait la composante parallaxique du flux optique (plus précisément les déplacements parallaxiques différentiels [Cutting1995]). Rappelons que cette notion se réfère aux mouvements des éléments présents dans notre champ de vision. Si un individu ne regarde pas dans la direction suivant laquelle il se déplace, les mouvements des éléments proches de son point de fixation seront perçus sur la rétine dans le sens inverse de son mouvement propre, tandis que les éléments éloignés apparaîtront dans le même sens. Cutting et collaborateurs ont formalisé cette propriété de la manière suivante :

$$N > -F \quad (1.6)$$

Avec N la vitesse des éléments proches du point de fixation et F celle des éléments éloignés. Ils ajoutent que dans le cas de la locomotion humaine cette propriété permet d'émettre deux affirmations :

1. Les objets immobiles au point de fixation ne représentent aucun risque de collision.
2. Le mouvement le plus rapide, généralement celui des objets proches, se déplacent dans le sens inverse de celui de l'observateur et permettent donc de déterminer la direction de l'observateur.

2. Nous reviendrons plus en détail sur cette définition dans le chapitre 3

Dans le cadre de leurs travaux, les auteurs mettent en place une série d'expérimentations consistant à simuler les déplacements d'un piéton. Ils attestent alors qu'un piéton fixant un objet mobile pourrait détecter 3 configurations grâce aux déplacements parallaxiques différentiels :

- Les objets au premier plan se déplacent rapidement dans la direction opposée à celle de l'observateur et les objets du dernier plan bougent plus lentement et dans la même direction que l'observateur.

$$N > -VF \quad (1.7)$$

avec VF pour la vitesse apparente des objets très éloignés (*very far*). Dans cette situation, l'observateur passe devant l'objet mobile.

- Les objets proches vont dans le même sens que les objets éloignés et dans le sens inverse à celui de l'observateur. De plus, la vitesse apparente est inversement proportionnelle à la distance de l'objet. Si un objet situé à 1 unité de distance se déplace à 1 unité/seconde alors un objet situé à 2 unités de distance se déplacera à $\frac{1}{2}$ unité/seconde. Dans ce cas l'équation 1.6 devient :

$$N > F \quad (1.8)$$

Cette situation se présente lorsqu'un risque de collision est manifeste. Elle peut également se traduire par le fait que le déplacement de l'objet sur un œil est de valeur égale mais de signe opposé sur l'autre œil et que sa taille augmente [Rushton1999].

- Tous les éléments présents dans le champ de vision se déplacent dans le même sens et à une vitesse équivalente. Dans ce cas l'observateur passera derrière l'objet en mouvement :

$$N \approx F \quad (1.9)$$

Ces trois situations, ici définies par les mouvements parallaxiques différentiels, peuvent aussi être identifiées à l'aide d'une définition géométrique liée à la direction du regard et à la direction de progression de l'observateur [Cutting1995]. Ainsi, l'angle formé par ces deux droites (*gaze movement angle*) augmente si le sujet passe devant l'obstacle, diminue s'il passe derrière et reste constant si la situation présente un risque de collision (figure 1.17).

En outre, une étude récente dans laquelle les participants se déplacent dans un environnement jonché d'obstacles, équipés d'un *eye tracker* portable³, montre qu'en moyenne ils ne fixent un obstacle que pendant 0.23s et ce dans un intervalle de 5 secondes précédant la survenue de l'éventuelle collision avec l'obstacle [Franchak2010]. Ces résultats sont intéressants puisqu'ils dénotent la précision et la rapidité avec laquelle un obstacle est discriminé comme un risque ou non.

Le piéton est alors capable de savoir s'il va entrer en collision ou non avec un obstacle, que celui-ci soit mobile ou immobile. Vient alors la question temporelle. En effet, afin de pouvoir éviter un obstacle il est nécessaire de savoir quand déclencher les modifications de trajectoire et/ou de vitesse de façon à le contourner si il est immobile ou l'éviter s'il se déplace. Pour cela il faut connaître avec précision le temps restant avant la collision (TTC pour *Time To Contact*). Ici aussi le flux optique semble contenir une partie de la réponse [Lee1976]. Dans ces travaux, Lee

3. Dispositif permettant de suivre les déplacements du point de fixation.

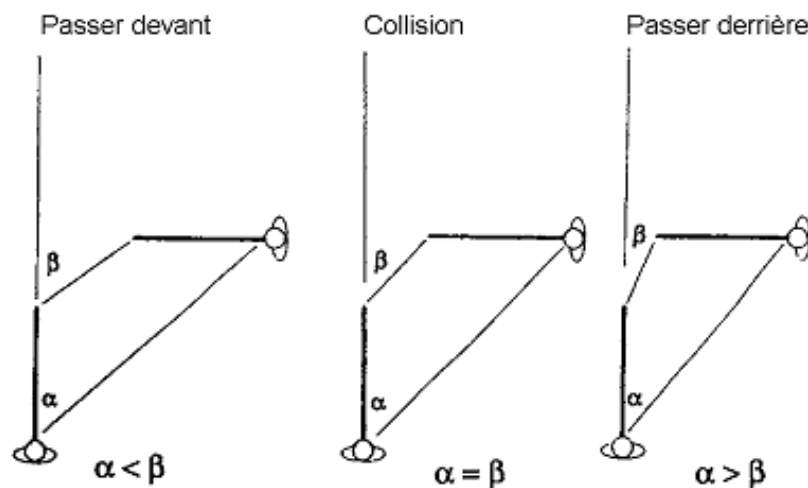


Figure 1.17 - *Gaze movement angle* : détermination du risque de collision par l'observation de la variation de l'angle formé entre la direction du regard et la direction de progression du piéton (adapté de [Cutting1995] par [Olivier2008a]).

introduit la variable optique τ qui correspond à l'inverse du taux relatif d'expansion sur la rétine. Dans le cas d'un objet approchant à vitesse constante, cette variable est équivalente au TTC. Il la décline en 3 définitions qui sont ensuite clarifiées par Tresilian [Tresilian1991] :

- La première version repose sur la distance ($r(t)$) entre l'objet suspecté d'entrer en collision et le foyer d'expansion (figure 1.18A). Alors $\tau = \frac{\dot{r}(t)}{r(t)}$.
- La seconde se base sur le taux de séparation de 2 points situés sur l'objet en approche. Ici $\tau = \frac{\dot{\theta}(t)}{\theta(t)}$ (figure 1.18B), cela correspond au taux de séparation de l'image de 2 points sur une surface sphérique.
- La troisième se réfère au taux de dilatation d'une surface sphérique sur la rétine (figure 1.18C) et se formalise comme suit : $\tau = \frac{\dot{\varphi}(t)}{\varphi(t)}$

Dans son analyse, Tresilian différencie les deux dernières définitions de la première en raison du type d'informations provenant du flux optique utilisé pour déterminer le TTC. Il caractérise alors la première version de Tau global (τ_G) du fait que l'ensemble des informations, et notamment la position du foyer d'expansion, sont nécessaires pour pouvoir calculer sa valeur. De leur côté les deux dernières méthodes sont assimilées à des valeurs locales (τ_{L1} et τ_{L2} respectivement) puisque seules les informations relatives à l'objet en mouvement sont nécessaires. Il ajoute que la nature même des informations extraites du flux optique oriente leur utilisation dans des types d'activités différentes. Le τ_G prend en considération l'ensemble des informations présentes dans le champ de vision. Il est défini, entre autres, par la position du foyer d'expansion qui n'est présent que si l'observateur est en mouvement. Enfin, si la collision n'est pas confirmée, il permet également déterminer le temps restant avant que l'objet ne croise la trajectoire de l'observateur [Kaiser1993]. Il est donc particulièrement adapté à des tâches de navigation. Les deux déclinaisons locales quant à elles se focalisent sur l'objet en mouvement et sur des évolutions dans le flux optique dues à ce déplacement. En outre, leur application nécessite que l'objet observé soit de forme symétriquement sphérique, ce qui en fait un outils adapté aux activités nécessitant d'intercepter un objet comme les sports de balle. L'auteur ajoute que dans le cas où l'objet est trop petit la vitesse de dilatation sur la rétine est difficilement perceptible et une

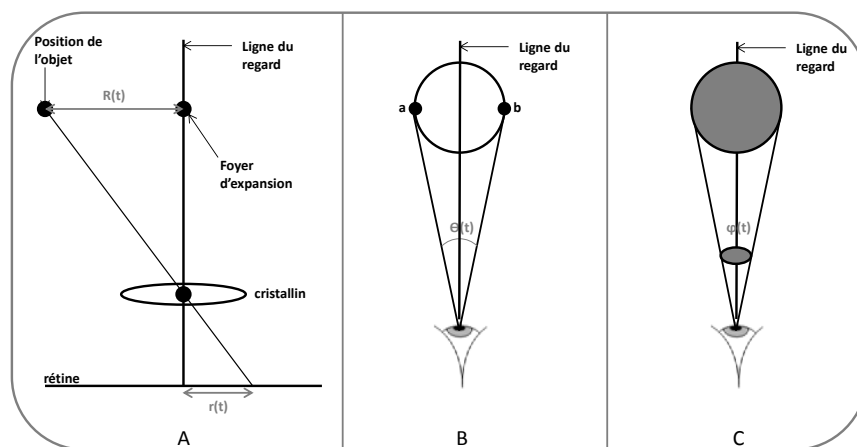


Figure 1.18 - Définition des paramètres de calcul du Tau. A : $r(t)$ est la projection rétinienne de la distance $R(t)$ séparant l'objet du foyer d'expansion. B : $\theta(t)$ est l'angle formé entre les segments le point d'observation des points a et b. C : $\varphi(t)$ est l'angle sous-tendu sur la rétine par la surface de l'objet.

valeur précise de τ devient difficile à obtenir. Il postule que dans ce cas l'observateur aurait accès au TTC par l'utilisation d'un calcul du premier ordre consistant à diviser la distance qui le sépare de l'objet par la vitesse de l'objet. Cette dernière déclinaison est alors appelé τ margin (τ_m).

Cependant, dans un travail suivant, Tresilian souligne que cette variable montre plusieurs limites :

1. Elle exige que la vitesse soit constante. De ce fait elle ne prend pas en compte les accélérations. Lee et collaborateurs ont par ailleurs démontré que sur une tâche d'interception de balle, la vitesse du bras suit un profil symétrique si la balle est à vitesse constante alors que des pics apparaissent si la balle est en décélération [Lee1997].
2. Elle se repose uniquement sur le système visuel.
3. Elle ne fonctionne que si l'objet est symétriquement sphérique.
4. Elle nécessite que la taille de l'objet et sa vitesse soient supérieures à un seuil pour que la vitesse d'expansion soit perceptible.

Ces observations le mènent alors à la conclusion que le τ n'est pas la seule source d'informations relatives au TTC. Un moyen alternatif serait, par exemple, l'utilisation des informations binoculaires [Tresilian1999]. Dans ce registre, Rushton et collaborateurs [Rushton1999] proposent un modèle qu'ils nomment *dipôle* en référence aux conventions adoptées dans le domaine de la perception. En effet, un point vu par les deux yeux fait référence à un dipôle binoculaire tandis que deux points vus par un seul œil représentent un dipôle monoculaire. Ainsi, dans le cas d'une interception de balle, leur modèle se base sur la différence de position d'un objet dans l'image entre les deux yeux (la disparité binoculaire) et la dilatation de l'objet sur la rétine. Individuellement ces deux informations peuvent renseigner sur le TTC, leur étude montre cependant qu'une

combinaison des deux informations est utilisée bien que le poids affecté à chacune ne soit pas encore bien établi.

En dépit de cela et malgré les critiques formulées par Tresilian à son sujet, la théorie du τ reste majoritaire dans la littérature. Cette prédominance résulte également du fait que cette variable, ou plutôt sa dérivée $\dot{\tau}$, est à la base d'un certain nombre d'hypothèses concernant la régulation de l'évitement de collision. Dans un premier temps, Lee [Lee1976] suggère que pour éviter une collision frontale, un automobiliste tenterait de maintenir cette valeur constante entre 0 et -1. Ceci entraînerait un arrêt du véhicule avant l'obstacle avec un profil de décélération variable suivant la valeur de $\dot{\tau}$. Plus tard Fajen [Fajen2005] fait remarquer que pour des valeurs comprises entre -0.5 et -1 la décélération est faible au début d'où une décélération infinie à la fin de l'arrêt ce qui est impossible. Donc maintenir une valeur constante de $\dot{\tau}$ s'avère difficile. Si la valeur est comprise entre 0 et -0.5 la durée d'approche augmente de façon considérable avec l'augmentation de $\dot{\tau}$, il est alors également intenable de conserver une valeur constante dans ces conditions. Il ajoute que la seule solution qui impliquerait d'utiliser cette stratégie serait de maintenir une valeur proche de -0.5 qui résulterait en une décélération constante et douce et un arrêt en sécurité. En conclusion, selon lui la stratégie *constant tau-dot* ne serait pas utilisée dans le cadre prescrit par Lee. Mais il n'exclue pas son utilisation dans d'autres conditions.

Yilmaz et Warren [Yilmaz1995] proposent de leur côté que plutôt que de maintenir une valeur constante de $\dot{\tau}$, l'observateur ajusterait sa décélération de manière à annuler l'erreur entre la valeur courante de $\dot{\tau}$ et une valeur *marge* notée τ_m valant -0.5. Ils montrent que, lors d'une tâche de freinage, les sujets ont tendance à augmenter ou diminuer la pression émise sur le frein quand $\dot{\tau}$ est inférieur ou supérieur à -0.5, respectivement. Ces résultats vont dans le sens d'une utilisation d'une stratégie consistant à annuler l'erreur entre la valeur courant de $\dot{\tau}$ et τ_m . En outre, ils n'observent que peu de différences entre l'environnement pourvu de sol et le vide les poussant à conclure que dans ces conditions, le freinage est uniquement basé sur $\dot{\tau}$.

1.2 La simulation du mouvement humain

Nous avons évoqué dans la section 1.1.2.2 et au cours des sections suivantes différents modèles développés par la communauté scientifique afin de générer des trajectoires de marche les plus réalistes possibles. Ces modèles ont bien souvent pour objectif (primaire ou secondaire) de permettre une meilleure compréhension de la manière dont l'être humain navigue dans son environnement. Cependant, ils ne tiennent pas compte des mouvements segmentaires à l'origine du déplacement. La simulation du mouvement, par le biais de méthodes mathématiques, permet ce genre de considération. En revanche elle ne permet pas de prédire les trajectoires locomotrices). Cette seconde partie a donc pour objectif de passer en revue les grandes familles de simulateurs de mouvements en particulier ceux dédiés ou applicables à la marche. Une première classification au sein de ces simulateurs peut s'effectuer par l'objectif de la simulation. Ainsi, les modèles cinématiques permettront de reproduire le mouvements tandis que les modèle dynamiques permettront d'analyser les causes de ce mouvement.

1.2.1 Simulation cinématique

Avant de présenter ces modèles cinématiques il nous paraît important de préciser que le terme *cinématique* est détourné de son sens premier. En effet, il implique des notions de vitesse et d'accélération qui ne sont pas réellement simulées par ces méthodes. Elles sont en fait basées sur un modèle géométrique (direct ou inverse) et génèrent une succession de postures. L'ensemble de ces postures représente un mouvement d'où l'utilisation du terme *cinématique*.

1.2.1.1 Cinématique directe

La cinématique directe est, comme nous le disions, une résolution du problème géométrique direct de manière itérative. Il existe alors deux méthodes pour reproduire le mouvement de marche. La première consiste à appliquer les angles articulaires d'un premier squelette à un squelette de morphologie différente. Ceci revient à résoudre l'équation :

$$X = f(\theta). \quad (1.10)$$

Où X est un vecteur contenant les positions des centres articulaires et θ l'ensemble des angles articulaires. Elle est ensuite résolue à chaque instant du mouvement enregistré.

L'autre méthode se base sur la décomposition du cycle de marche en phases délimitées par des instants clés [Zeltzer1982, Boulic1990, Sun2001]. Chacune d'entre elles comprend notamment la posture initiale et la posture finale. La simulation du mouvement pour un nouveau sujet consiste alors à interpoler les postures intermédiaires. Cette méthode a par exemple permis de simuler une marche probable de Lucy en adaptant le mouvement d'un humain (et d'un chimpanzé) [Crompton1998] aux données connues de son squelette et aux contraintes squelettiques qu'il révèle.

En définitive, la cinématique directe ne permet de simuler un mouvement que si l'on possède déjà une grande quantité d'informations à son sujet.

1.2.1.2 Cinématique inverse

La cinématique inverse, utilisée à l'origine dans les champs de l'animation d'humain virtuel et de la robotique, se base sur les équations du modèle géométrique inverse (équation 1.11). Le principe de ce modèle est de définir les angles articulaires qui permettent d'amener un point du squelette à une position (et éventuellement une orientation) donnée. Le point piloté, appelé *effecteur*, est généralement situé au bout de la chaîne cinématique (i.e. le squelette).

$$\theta = f^{-1}(x). \quad (1.11)$$

Où θ est un vecteur de rotations articulaires à apporter au squelette pour que l'effecteur atteigne le point x . Sa complexité réside dans le fait qu'il existe une multitude de solutions qui satisfont la même condition finale. De plus, la dimension de l'espace des solutions augmente avec le nombre de degrés de liberté (ddl).

Lorsque le nombre de ddl est faible et qu'il est équivalent au nombre de contraintes (3 si l'effecteur est piloté uniquement en position, 6 si il est piloté en position et en orientation) ou que le système est faiblement sous-contraint, il est possible de résoudre le problème de manière analytique. Cependant le temps de calcul croît fortement avec le nombre de ddl. Lorsque celui-ci est trop important et que la méthode analytique devient trop complexe à calculer, la résolution de l'équation se fait de manière numérique. La difficulté qui apparaît alors réside dans la caractéristique non-linéaire de la solution de l'équation 1.11. Autrement dit, la rotation d'un segment n'aura pas les mêmes conséquences que la même rotation d'un autre segment. La solution mathématique à ce problème se trouve dans la linéarisation locale. Le principe est de considérer le problème comme linéaire sur de petits déplacements, puis de l'appliquer de manière itérative jusqu'à converger vers la position souhaitée. L'équation 1.10 devient alors :

$$\Delta X = J \Delta \theta \quad (1.12)$$

Où J est la matrice jacobienne du système. Elle reflète les influences de chaque ddl sur la position de l'effecteur. Il s'agit en fait d'une matrice des dérivées partielles :

$$\Delta J_{m,n} = \frac{\partial f_m}{\partial \theta_n} \quad (1.13)$$

En principe, il suffit d'inverser cette matrice pour obtenir l'équation renvoyant les angles articulaires satisfaisant à la position requise de l'effecteur :

$$\Delta \theta = J^{-1} \Delta X \quad (1.14)$$

En pratique, le nombre de ddl est généralement plus important que le nombre de contraintes imposé à l'effecteur. La matrice jacobienne n'est alors plus carrée et donc plus inversible. Greville [Greville1959] expose une alternative à la matrice inverse par le biais de la matrice pseudo-inverse définie par Penrose et collaborateurs [Penrose1955] pour définir la matrice pseudo-inverse :

$$J^+ = \begin{cases} (J^T J)^{-1} J^T & \text{si } M > N \\ J^T (J J^T)^{-1} & \text{si } M < N \end{cases} \quad (1.15)$$

L'équation 1.14 devient alors :

$$\Delta \theta = J^+ \Delta X \quad (1.16)$$

Nous le disions, il existe une infinité de solutions à ce problème. La fonction ci-dessus sélectionnera parmi l'ensemble des solutions celle dont la norme mathématique est minimale [Paul1981]. Néanmoins, les informations relatives aux autres solutions sont également contenues dans la matrice jacobienne. Pour en adopter une différente, il faut définir un vecteur de recherche dans l'espace des solutions en passant l'opérateur de projection dans le noyau [Liegeois1977] :

$$P_N(J) = I - J^+ J \quad (1.17)$$

Où I la matrice identité et $P_N(J)$ l'opérateur de projection. Il permet ainsi de définir des contraintes, appelées tâches secondaires, afin de réduire l'espace des solutions tout en assurant le respect de l'objectif principal. L'ensemble des tâches secondaires est alors noté $z(\theta)$, il est constitué d'une ou plusieurs fonction(s) de coût à minimiser. L'équation 1.16 devient alors :

$$\Delta \theta = J^+ \Delta X + \alpha (I - J^+ J) z(\theta) \quad (1.18)$$

Dans le cadre de la simulation de la locomotion, ces tâches secondaires sont généralement employées pour prendre en compte les grand déterminants de la marche comme la minimisation

de l'énergie mécanique [Witkin1987], le respect des butées articulaires [Girard1985, Nicolas2007, Fusco2008a].

Régulièrement utilisée dans le domaine de l'animation afin de modifier un mouvement existant [Boulic1990, Kulpa2005], elle a plus récemment trouvé des applications pour l'analyse du mouvement. En effet, des travaux ont montré la faisabilité de la simulation de la locomotion humaine et même de l'hémiplégie [Fusco2008a] ou d'une marche probable de Lucy [Nicolas2007]. Dans leurs modèles respectifs, le squelette est constitué de deux chaînes cinématiques, une pour chaque jambe, liée au niveau du bassin. En outre, le haut du corps est négligé (figure 1.19). La

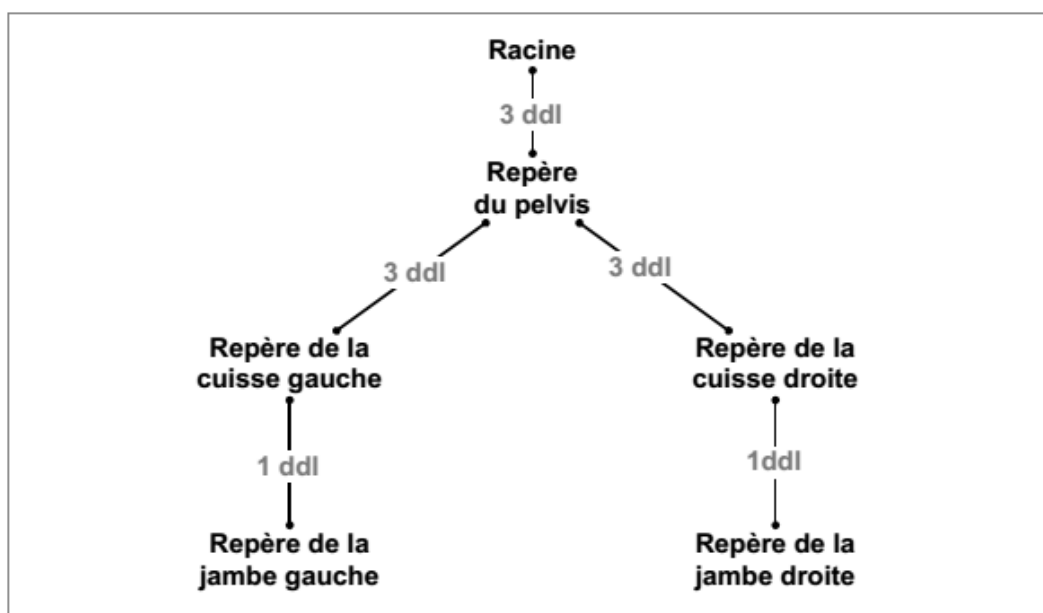


Figure 1.19 - Définition du squelette numérique utilisé pour la simulation [Fusco2008a]

tâche principale consiste à respecter une poulaine. Ils ajoutent également deux contraintes :

- La minimisation de l'énergie cinétique de rotation. Ils s'appuient sur les travaux de [Beaupied2003] qui montrent que cette énergie est pour une grande part responsable de la dépense énergétique.
- Le respect des butées articulaires est obtenu par la minimisation d'une fonction exponentielle qui augmente fortement à l'approche des valeurs critiques.

Il ne s'agit donc plus de déformer un mouvement mais d'en générer un à partir d'un paramètre haut niveau.

1.2.2 Simulation dynamique

1.2.2.1 Pendule inverse

Nous avons évoqué dans la section 1.1.1.2 la comparaison faite par Cavagna [Cavagna1976] entre la marche et un système mécanique représenté par un pendule inversé. Celui-ci a été mis en application à plusieurs reprises et sous plusieurs formes. D'un point de vue mathématique, il présente l'avantage d'être relativement simple. Kajita et collaborateurs [Kajita1991, Kajita1992] proposent ainsi une représentation simplifiée constituée d'un pendule simple dont la masse est intégralement appliquée au centre de masse (CDM). Les déplacements dans la direction de progression du CDM sont obtenus en dérivant l'équation du pendule et en considérant la hauteur du centre de masse constante. Cette hypothèse permet de ramener le problème à une équation linéaire de cette forme :

$$\ddot{x} - \frac{g}{y_h} x = 0 \quad (1.19)$$

Où x correspond au déplacement horizontal du CDM et y_h à sa hauteur. Les auteurs introduisent également une constante qu'ils nomment *énergie orbitale* (E). Elle est obtenue en multipliant l'équation 1.19 par \dot{x} puis en intégrant, on obtient alors :

$$\frac{1}{2} \dot{x}^2 - \frac{g}{2y_h} x^2 = E \quad (1.20)$$

Cette équation est appliquée à la jambe en oscillation et la valeur de E ne peut être modifiée que pendant les phases d'appui. Ils généralisent ensuite ce modèle à l'espace en 3 dimensions leur permettant ainsi de contrôler un robot bipède. Celui-ci est alors capable de reproduire la phase d'oscillation, la phase de simple et double appui. En revanche, le squelette utilisé ne comprend qu'un segment non-rigide représentant la jambe, l'articulation du genou est occultée.

Park et Kim [Park1998] reprennent ensuite le modèle en deux dimensions et l'adaptent en répartissant la masse en deux points. Une partie est alors attribuée à la jambe en oscillation et est appliqué au niveau du pied. L'autre partie, associée au reste du corps, est appliquée au niveau du CDM. Cette démarche est poursuivie par Albert et Gerth [Albert2003] qui ne considèrent plus la jambe en oscillation comme rigide. Ils appliquent alors une masse à chacun de ses segments (pied, jambe, cuisse) et une masse au reste du corps (i.e. jambe d'appui). Les auteurs l'appliquent alors à un robot bipède, en comparant avec d'autres modèles ils montrent que le leur produit une marche plus stable. En revanche, la hauteur du CDM est toujours contrainte à une valeur constante. Ha et Choi proposent une solution en introduisant une *hauteur virtuelle*. L'équation 1.19 devient alors :

$$\begin{cases} \ddot{x} = \frac{g}{\beta z_c} x \\ \ddot{y} = \frac{g}{\alpha z_c} y \end{cases} \quad (1.21)$$

Où α et β sont des paramètres obtenus en minimisant une fonction de coût et permettent d'introduire la variation de l'altitude du CDM.

D'une manière générale, les différentes formes proposées pour ce modèle sont d'une relative simplicité computationnelle. En revanche, les déplacements du CDM ne sont pas vraiment représentatifs. En outre, les solutions proposées sont généralement associées à des squelettes largement simplifiés avec peu de ddl.

1.2.2.2 Passive Dynamics Walking

Au même titre que le modèle du pendule inverse, cette représentation du mouvement de marche est issue de son analyse, par le champ de la biomécanique notamment. Elle a été proposée en alternative au modèle du pendule inverse par McGeer [McGeer1990]. Le principe de base est de s'appuyer sur la gravité pour laisser le squelette évoluer librement sur un sol pentu. La jambe oscille alors naturellement si apport d'énergie extérieure. L'énergie nécessaire est alors fournie par la variation de l'énergie potentielle due à la pente. Constitué à l'origine de deux segments rigides articulés au niveau de la hanche et dont toute la masse est appliquée au CDM, ce modèle a été décliné sous plusieurs formes. Goswami et collaborateurs [Goswami1998] proposent de répartir la masse sur les jambes et la hanche, Hurmuzlu et collaborateurs [Hurmuzlu2004] l'appliquent à un squelette composé de 5 segments rigides (jambes, cuisses et bassin). Cependant, le principe de base conduit à l'impossibilité de générer une marche sur sol plat. La solution est apportée par Collins et collaborateurs [Collins2005] en ajoutant une source d'énergie qui se substitue à la gravité. Les auteurs appliquent ensuite ce modèle à un robot bipède composé de 2 segments rigides représentant les jambes chacun suivies d'un pied constitué d'une surface curviligne. Selon eux, leurs résultats sont plus naturels que certains robots intégralement pilotés par des actionneurs. Ils en concluent d'ailleurs que les mouvements passifs ne devraient pas être négligés dans l'étude de la marche. Ce besoin d'un ajout d'une source d'énergie fictive et donc contre-intuitive pour conserver le caractère passif du modèle initial, même s'il permet de l'utiliser sur sol plat, reste une limite très forte à l'utilisation de ce modèle.

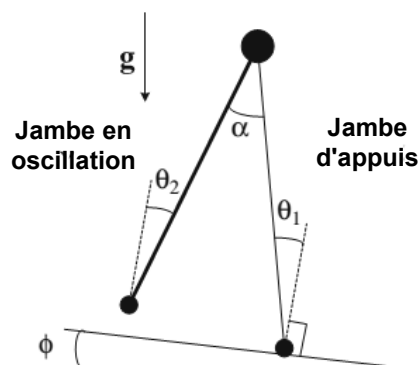


Figure 1.20 - Représentation simplifiée du modèle Passive dynamics walking. Adapté de [Xiang2010]

1.2.2.3 Méthodes d'optimisation

Les méthodes d'optimisation sont régulièrement utilisées pour la simulation du mouvement humain. Il s'agit de méthodes calculatoires permettant de gérer un nombre conséquent de ddl et de prendre en compte des critères de performance variés. Ils se prêtent donc parfaitement à la complexité du mouvement humain qui est régi par un certain nombre de règles comme la minimisation d'énergie, la stabilité dynamique, etc. De plus, la constitution du corps peut être représentée de manière un peu plus complète. Outre le modèle squelettique, ces méthodes d'optimisation ouvrent la porte au musculo-squelettique prenant en compte certains muscles et

tendons dans la résolution des équations du mouvement (figure 1.21). En contrepartie, l'équation du mouvement destinée aux modèles squelettiques peut assez simplement s'exprimer sous sa forme lagrangienne (équation 1.22), alors que les équations nécessaires à la résolution des problèmes musculo-squelettiques doivent prendre en compte les propriétés mécaniques des muscles et sont moins évidentes à appréhender.

$$M(q)\ddot{q} + n(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \Gamma + \Gamma_{ext} \quad (1.22)$$

Où q est le vecteur d'état représentant les angles articulaires, Γ les forces articulaires (ou musculaires s'il s'agit de musculo-squelettique), M la matrice d'inertie, N un vecteur représentant la force de Coriolis et la force centripète. Enfin G correspond au vecteur de la gravité généralisée [Azevedo2007].

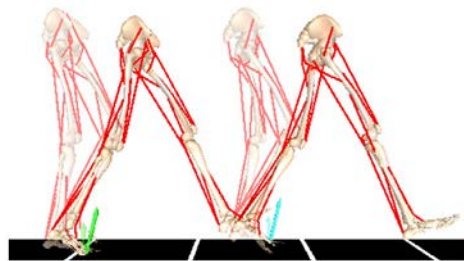


Figure 1.21 - Représentation musculo-squelettique du membre inférieur [Neptune2008].

Comme pour la simulation cinématique, deux orientations sont possibles : la dynamique directe et la dynamique inverse. La première consiste à intégrer l'équation 1.22 et permet, à partir de données de forces articulaires de retrouver le mouvement qui en résulte. La seconde, par définition, fournit le résultat inverse. Connaissant le mouvement, l'on peut déterminer les forces qui l'ont généré. Dans les deux cas, le problème s'avère être encore une fois non-linéaire. La résolution est alors obtenue à l'aide d'algorithmes d'optimisation non linéaire. Ces méthodologies permettent d'effectuer l'optimisation de plusieurs objectifs simultanément et autorisent alors de minimiser des critères issus de l'analyse du mouvement. Ackermann et van den Bogert [Ackermann2010] réalisent à ce sujet une évaluation de plusieurs critères. Ils observent que la minimisation d'une fonction de coût représentant la fatigue apporte des résultats de meilleure qualité que la minimisation d'énergie. En outre, une des grandes forces de ce type d'outil mathématique est de permettre de prendre en compte des contraintes d'inégalité. Dans le cadre de la marche cela s'avère un atout afin de modéliser la condition de non pénétration des pieds dans le sol, les butées articulaires ou encore les limites des couples articulaires réalisables.

En définitive, l'optimisation offre des solutions séduisantes lorsqu'il s'agit de modéliser et de simuler le mouvement humain. La possibilité de s'appliquer à des systèmes mécaniques composés d'un grand nombre de ddl, les capacités d'optimisation multi-objectifs et la prise en charge des contraintes d'inégalité en font un outil puissant. Cependant, ces performances sont au prix d'un temps de calcul important. En outre, il nécessite de connaître les composantes dynamiques du mouvement qui ne sont pas simplement accessibles.

Synthèse et objectifs

Ce premier chapitre a permis de mettre en évidence les deux aspects de l'analyse de la marche. D'une part, il s'agit d'un mouvement avec ces caractéristiques propres. Celles-ci sont maintenant bien connues pour ce qui est de la marche en ligne droite. Elles sont adaptées de manière à permettre des modulations de vitesse en toute sécurité. En outre, un certain nombre d'outils permettent de simuler les trajectoires et orientations articulaires. Suivant les informations manipulées et l'objectif de la simulation, l'utilisateur peut s'orienter vers des méthodes de cinématique ou de dynamique. Les premières sont mathématiquement moins complexes tandis que les secondes permettent de gérer des systèmes de plus en plus représentatifs de la réalité et de s'intéresser aux causes du mouvement. D'autre part, l'analyse et l'étude de la marche peuvent être vues à un niveau plus global : la trajectoire, permettant au piéton de se déplacer d'un point à un autre en toute sécurité. Différentes stratégies sont adoptées selon la tâche à accomplir, cependant un consensus inter-disciplinaire semble avoir été naturellement adopté : le piéton privilégie généralement la conservation d'un espace personnel, bien que celui-ci ne soit pas formellement défini. En outre, il apparaît que de nombreux travaux s'attachent à comprendre le comportement d'un piéton face à un obstacle non humain (mobile ou non). En revanche, les situations de croisement entre deux piétons ne font l'objet que de peu d'études.

En définitive, les deux niveaux d'analyse (local et global) ne sont que très rarement mis en relation. Bien que l'analyse des paramètres de marche en virages soit présente dans la littérature, les observations faites sont généralement qualitatives et ne sont pas mises au regard des caractéristiques de la trajectoire (la courbure par exemple). Notre objectif général est de contribuer dans ce sens et s'articule autour de trois études. Dans un premier temps nous porterons donc notre attention sur l'analyse des trajectoires locomotrices lors d'un croisement de piétons. Par la suite, nous nous intéresserons aux paramètres spatio-temporels du pas et à la manière dont ils évoluent en fonction de la trajectoire. Enfin, notre dernier travail consistera à simuler le mouvement de marche à partir de la position du prochain contact au sol (figure 1.22).

Ainsi, la première étude a pour objectif d'explorer le champ du déplacement (Chapitre 2). En raison d'un manque de formalisme, les situations de croisements entre deux piétons sont peu représentées dans la littérature. Olivier [Olivier2008a] propose un indice (la MPD) qui reflète l'influence de l'un ou l'autre piéton sur la réalisation de cette tâche (tant en terme de vitesse que d'orientation). Celui-ci semble permettre de quantifier la stratégie mise en place par le piéton ainsi que sa part dans l'évitement de la collision. En revanche, le protocole expérimental

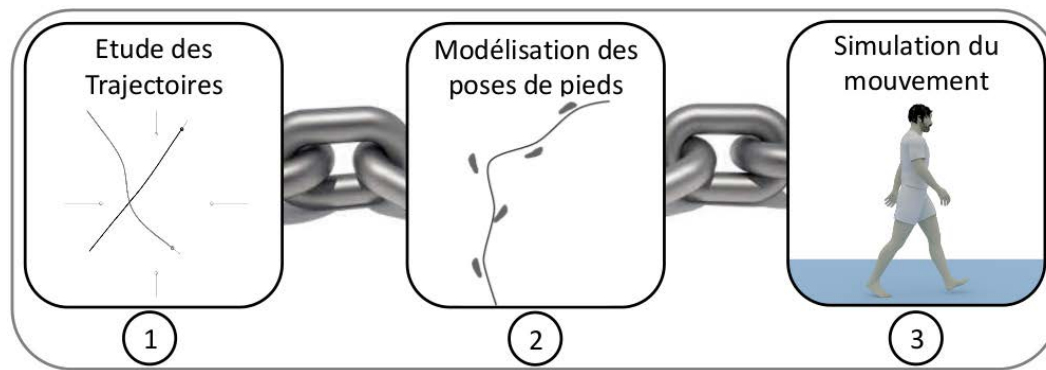


Figure 1.22 - Les étapes du projet : 1 Analyse de la locomotion au niveau global. Un sous-ensemble de ce niveau concerne les croisements de piétons qui engendre des trajectoires courbes et des pas en virage. 2 Modélisation des la position des poses de pieds en fonction de la trajectoire et des pas antérieurs. 3 Simulation de mouvements segmentaires à partir notamment des positions de pose de pieds.

proposé implique que la distance initiale entre les sujets est constante. Or, Fajen et Warren [Fajen2003, Warren2004] ainsi que Huber et collaborateurs [Huber2014] ont mis en évidence son influence sur la façon dont les piétons évitent des obstacles immobiles ou mobiles non-réactifs. Nous proposons alors d'évaluer l'impact de cette distance initiale sur l'évolution de la MPD ainsi que sur les adaptations mises en place par les sujets.

Les situations de croisement sont des conditions favorables à la génération de virages et donc de pas en virage. Bien que Hicheur et collaborateurs [Hicheur2007] n'observent aucune reproductibilité des emplacements de pose de pieds sur une même trajectoire, la fréquence et la longueur de pas semblent stables dans le temps [Kito2006], la fréquence montre même une corrélation longue portée indiquant la dépendance d'un pas aux pas antérieurs [Hausdorff1995, Jordan2007]. En outre, vitesse de marche et longueur de pas sont fortement liées par la relation 1.1. Si l'on considère également la loi de puissance liant vitesse et courbure de la trajectoire, il est envisageable que les paramètres du pas soit dépendants, en partie, de la trajectoire suivie. Le chapitre 3 sera donc consacré à la modélisation des endroits de pose de pieds en tenant compte des pas précédents et de la trajectoire suivie (en nous basant sur sa courbure).

Enfin, la dernière étude (chapitre 4) s'intéressera à la relation entre les positions des poses de pied et les mouvements segmentaires. Plus particulièrement, nous chercherons à voir s'il est possible de simuler les variations articulaires à partir de ces positions. Nous avons vu qu'il est possible de simuler la marche grâce à des méthodes mathématiques diverses. Parmi celles-ci la cinématique inverse semble la plus adaptée. En effet, les méthodes de dynamique sont soit très simplificatrices, soit complexes à mettre en œuvre. Par ailleurs, le mouvement de marche a déjà été simulé à l'aide de la méthode de linéarisation locale [Nicolas2007, Fusco2008a]. Leur démarche permet de générer les angles articulaires qui correspondent à une trajectoire particulière de la cheville. Cet aspect de leur simulateur est toutefois contraignant puisqu'il nécessite d'avoir au préalable effectué une capture de mouvement afin de recueillir la poulaine. L'objectif de ce dernier travail sera alors de supprimer cette entrée. En outre, nous compléterons le squelette pour tenir compte des mouvements du pied.

Chapitre 2

Quand deux personnes se croisent.

Ce chapitre va s'intéresser aux stratégies employées par deux piétons dans une situation de croisement. Comme nous l'avons évoqué précédemment cette étude se situe dans le cadre du premier niveau d'analyse, la marche est considérée comme un moyen de transport permettant à un individu de rejoindre un point donné. Notre volonté est ici d'apporter une nouvelle contribution à la compréhension des trajectoires locomotrices.

Olivier [Olivier2008a] a mis en évidence un indice permettant de caractériser la nécessité pour un sujet de modifier, ou non, sa trajectoire et/ou sa vitesse afin de limiter les risques de collision : la distance minimale prédite (MPD). Elle montre également la manière dont les protagonistes d'une telle situation s'attribuent implicitement des rôles et proposent une méthode de quantification de leurs contributions en terme de vitesse et d'orientation dans l'accomplissement de leur tâche. Le sujet passant en premier semble donc adapter son orientation tandis que le sujet considéré comme étant le second à franchir le point de croisement modifierait principalement sa vitesse (en la diminuant). Les auteurs attribuent cette dissymétrie à la forme de l'espace personnel décrit comme semblable à une demie ellipse à l'avant et un demi cercle à l'arrière du sujet [Gérin-Lajoie2005].

En revanche, il semble que la configuration expérimentale mise en place lors de cette étude soit sa limitation principale. Les participants disposaient d'un temps d'observation qui ne variait pas d'un essai à l'autre. Étant donné le faible nombre d'inversions de rôle rapporté, celui-ci paraît largement suffisant pour que les sujets puissent évaluer la stratégie la plus appropriée à adopter. En outre, il est directement lié à la distance qui sépare les sujets au moment où ils se perçoivent. En conséquence, notre attention va se porter sur l'impact que peut avoir la distance initiale sur les comportements individuels des sujets. En effet, la forme présumée de l'espace personnel semble avoir une incidence sur les comportements respectifs des individus. Or, sa forme elliptique paraît pouvoir s'expliquer par la perception visuelle du sujet dont le champ de vision est plus profond sur l'axe antéro-postérieur. Il paraît donc vraisemblable que la distance entre les deux sujets soit un facteur de variation de la dite perception au même titre que les positions relatives des sujets.

De plus, bien que notre approche soit globale et vise à comprendre la génération de trajectoires, les analyses ici présentées sont effectuées de manière discrète. En effet, les multiples variables observées sont toutes rapportées à l'échelle du pas, ce qui nous permet de garder une cohérence avec la suite de cette thèse.

Enfin, l'ensemble des travaux effectués a été réalisé en étroite collaboration avec Julien Pettré et Anne-Hélène Olivier de l'équipe MimeTic de l'INRIA Rennes.

2.1 Objectifs

L'objectif général de cette étude consiste à évaluer l'influence du temps d'observation sur la manière dont deux piétons régulent une situation de croisement. A cet effet, nous utiliserons un indice appelé Distance Minimale Prédite (MPD), développé au sein du laboratoire M2S [Olivier2008a, Olivier2012, Olivier2013], qui permet de décrire le risque de collision entre deux piétons dont les trajectoires sont sécantes. Afin de comprendre clairement le fonctionnement de cet indice et de définir le cadre de cette étude nous proposons ici un rappel des notions exposées par Olivier.

2.1.1 Rappels sur la MPD

Dans un premier temps, cette distance est calculée à chaque instant ($d(t)$). La valeur la plus faible de $d(t)$ est appelée *distance minimale* (D_{min}) et l'instant où elle survient *instant de croisement* (T_{cross}).

Ensuite, à chaque instant, les positions futures des sujets sont extrapolées à partir de leurs positions courantes et avec l'hypothèse qu'ils ne modifient ni leurs vitesses ni leurs orientations (figure 2.1). Par analogie à D_{min} , la distance minimale prédite à l'instant t ($mpd(t)$) est alors la valeur minimale que prend la distance extrapolée.

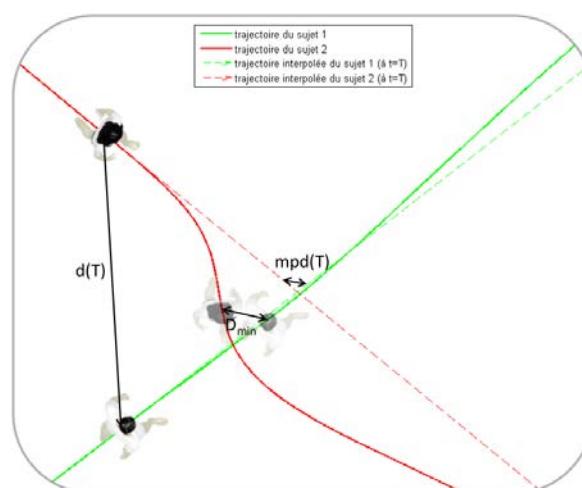


Figure 2.1 - Calcul de la MPD. $d(T)$ est la distance qui sépare les sujets à l'instant $t=T$, D_{min} est la distance minimale réelle qui surviendra à $t = T_{cross}$ et $mpd(T)$ est la distance minimale qui séparerait les deux sujets si à partir de l'instant $t=T$ ils conservent leurs vecteurs vitesse.

Enfin, le point de croisement est défini comme étant la position géométrique où les deux trajectoires sont sécantes sans aucune considération temporelle. Celui-ci permet d'attribuer un ordre de passage, le premier sujet à atteindre ce point est alors identifié comme le *Sujet 1*.

L'évolution de la MPD (figure 2.2, correspondant aux trajectoires de la figure 2.1) représente finalement l'effet cumulé de chacun des deux sujets dans l'évitement de la collision. Il est alors possible de calculer les effets individuels en effectuant une dérivée partielle de la MPD par rapport au sujet considéré. Dans l'exemple présenté ci-dessous, on remarque que la contribution du sujet 1 est négative décroissante alors que celle du sujet 2 est positive croissante. Cette représentation permet de mettre en évidence deux comportements distincts. Le sujet 1 n'a pas participé à l'augmentation de la distance de croisement, son comportement a été inadapté. Alors que le sujet 2 a eu un comportement adapté et a résolu la situation seul en augmentant cette distance.

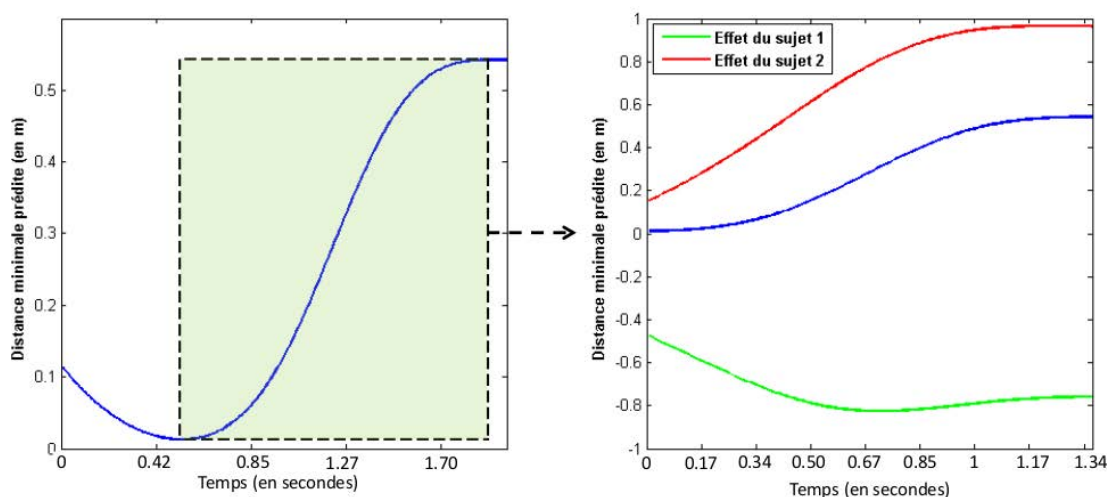


Figure 2.2 - Exemple de MPD et effets cumulés des sujets. A gauche la distance minimale prédite pour les trajectoires de la figure 2.1. A droite, la MPD correspondant à la zone d'interaction (en vert) et les effets cumulés de chacun des sujets.

En outre, on peut distinguer deux types de modalité de contrôle intra-sujet. En vitesse, le sujet modifie la valeur de la norme de sa vitesse. Ou en orientation, le sujet modifie sa trajectoire. De la même manière que pour calculer la contribution propre à chaque sujet, il est possible de déterminer l'effet du changement de vitesse (ou d'orientation) d'un sujet en effectuant la dérivée partielle de la *mpd* par rapport à la vitesse (ou à l'orientation) de celui-ci (figure 2.3). Dans cet exemple (correspondant à l'essai présenté ci-dessus), le sujet 1 n'a en terme d'orientation que très peu d'effet sur la *mpd* alors que son adaptation en vitesse a un effet négatif. Les adaptations apportées par le sujet 2 sont toutes les deux positives bien que l'on remarque que sa réorientation résout une grande part de la problématique.

Cette méthodologie a permis de mettre en évidence des comportements caractéristiques dans le cadre de croisement de piétons. D'abord, il semble que les sujets n'adaptent leurs vecteurs vitesse uniquement si nécessaire, pour une MPD inférieure à 1 m (définie empiriquement). Ensuite, on peut distinguer plusieurs différences entre les deux sujets. D'un point de vue global, si l'on exprime la participation de chaque sujet en proportion de la participation commune totale, le sujet passant derrière est plus actif dans l'évitement de la collision potentielle (figure 2.4). En

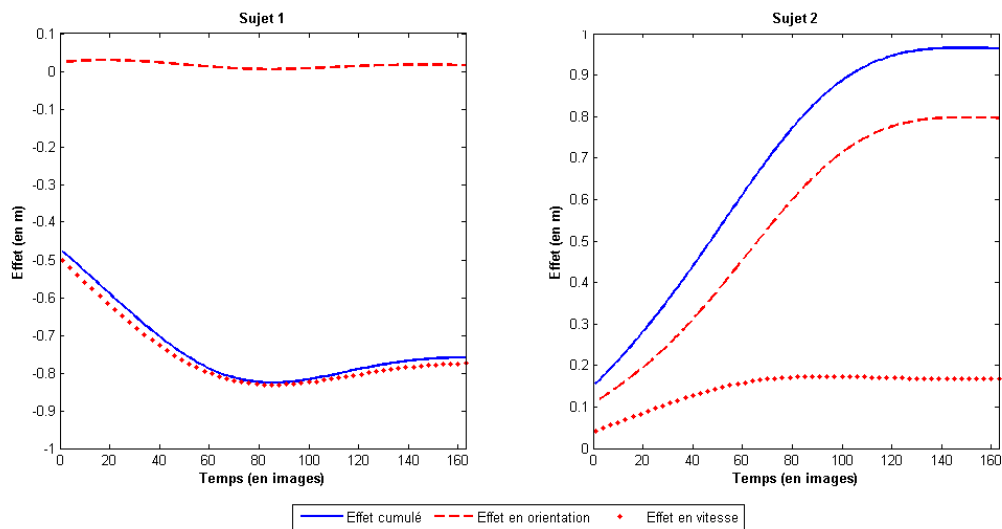


Figure 2.3 - Effets en vitesse et en orientation sur la MPD pour chaque sujet.

effet, en moyenne, sur le temps que dure la phase d'interaction, le sujet 2 est responsable de 56.8% de l'évolution de la MPD (contre 43.2% pour le sujet 1). Au delà de l'implication des sujets dans la situation, cet indice permet également d'identifier les stratégies mises en place par les sujets pour parvenir à faire augmenter la distance qui les séparera au moment de se croiser. Pendant la première partie de la phase de réaction (un peu moins de la moitié), la principale adaptation du sujet passant en deuxième consiste à réduire sa vitesse. Ensuite, la part de sa contribution attribuée à une ré-orientation égale celle d'un changement de vitesse. Le sujet passant en premier adopte quant à lui une stratégie basée sur l'orientation pendant la quasi totalité de la phase de réaction.

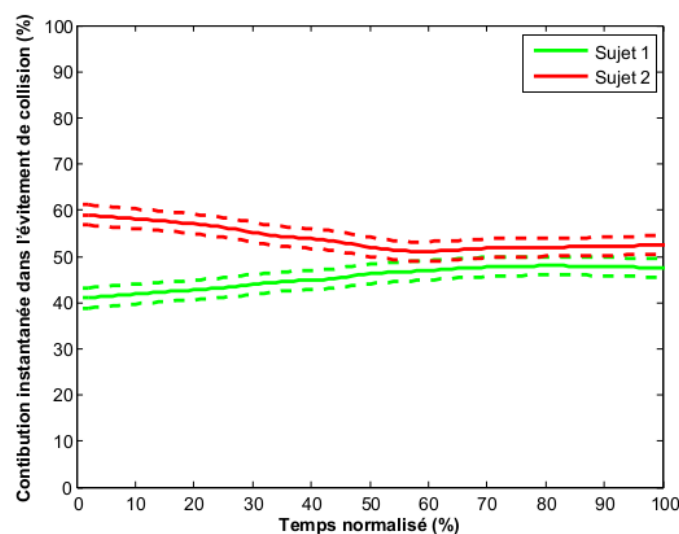


Figure 2.4 - Contributions individuelles moyennes (sur 264 essais) à l'évitement de la collision pendant la phase d'interaction.

Ces différences de comportement pourraient alors s'expliquer par la forme de l'espace personnel décrite par Gérin-Lajoie et collaborateurs [Gérin-Lajoie2005]. Une autre possibilité serait que la différence de perception de l'environnement et de la situation soit à l'origine de cette dissymétrie. En effet, le danger n'est pas perçu de la même manière selon qu'il se présente en face ou derrière le piéton.

2.1.2 Bilan et objectifs

En définitive, ces observations présentent certaines limites, principalement dues au protocole expérimental. Celui-ci était conçu de manière à ce que les trajectoires des participants forment un angle de 90° . De plus, la distance qui sépare les sujets au moment où il peuvent se voir ne varie quasiment pas. Fajen et Warren [Fajen2003, Warren2004] ont montré que ces deux paramètres ont un impact direct sur la façon dont un piéton évite un obstacle fixe, plus tard Huber et collaborateurs [Huber2014] observent également une influence de la distance initiale alors de l'évitement d'un obstacle mobile non-réactif. Ainsi, nous tenterons dans cette partie du document de répondre à deux questions. En quoi la distance initiale influe-t-elle sur les stratégies d'évitement mises en place ? Quelles modifications dans la chronologie des événements résultent de ces adaptations ?

2.2 Méthodologie générale

2.2.1 Protocole expérimental

La population d'étude est constituée de 12 sujets volontaires répartis sur trois sessions de captures de mouvements. Parmi eux 2 femmes et 10 hommes d'une moyenne d'âge de $23.2ans(\pm 4.6)$, mesurant $176.2cm \pm 8.0$. Le déroulement de l'expérimentation leur a été exposé au préalable sans en dévoiler les objectifs de façon à ne pas influencer les comportements. Enfin, les participants ne présentent aucune pathologie neurologique ou physique susceptible d'affecter la locomotion et ont tous une vision normale ou corrigée à la normale.

Les captures de mouvements sont effectuées à l'aide du système Vicon (Oxford metrics) constitué de 16 caméras MX positionnées tel qu'indiqué sur la figure 2.5. Quatre participants sont présents à chaque session et sont disposés à chaque coin de l'environnement expérimental. Leurs positions de départ varient d'un essai à l'autre suivant deux axes matérialisés d'une part par la couleur du couloir et d'autre part par le numéro de la ligne correspondante (la ligne la plus proche du centre porte la lettre P, celle du milieu la lettre M et la plus éloignée le L). L'ensemble forme une grille dont les cases font 1.20m de côté. Et quatre panneaux occultants permettent de s'assurer que les sujets ne puissent se voir avant l'entrée dans la zone dite d'*interaction*. A chaque essai, seulement deux des quatre sujets pénètrent dans la zone d'interaction, de cette manière l'incertitude quant à la provenance du sujet à croiser ainsi que son identité sont préservées jusqu'à la zone d'intérêt.

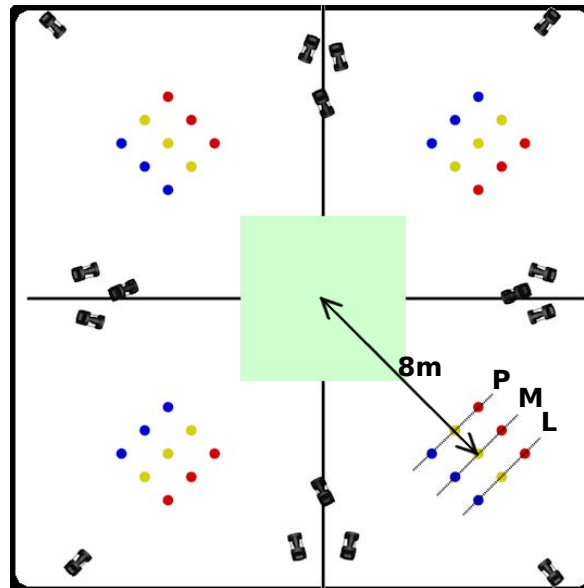


Figure 2.5 - Environnement expérimental de l'étude. Les sujets sont placés à chaque coin de l'environnement sur la ligne proche (P), intermédiaire (M) ou lointaine (L) ainsi que sur une des 3 lignes (rouge, jaune ou bleue) en fonction d'une feuille de route établie en amont du jour de l'expérimentation. Des panneaux occultants sont disposés à chaque milieu du carré expérimental qui permettent de délimiter la zone d'interaction (en vert).

Il était demandé aux sujets de marcher de leurs points de départ jusqu'aux points correspondants sur la grille opposée à vitesse de confort sans aucune consigne quant à la stratégie à mettre en place. Les positions des points de départ ont été définies aléatoirement en amont du jour de l'expérimentation. L'ordre est fourni aux participants, chacun ayant une fiche de route récapitulant ses instructions pour l'essai en cours. Le numéro de celui-ci était communiqué de manière orale par l'expérimentateur.

Enfin, chaque session (3 au total) durait approximativement 2h et a permis d'obtenir 150 situations de croisement, soit au final 450 essais.

2.2.2 Analyse biomécanique et statistique

Évaluer l'impact de la distance initiale sur la régulation de la MPD nécessite dans un premier temps d'introduire divers paramètres d'analyse exposés dans les travaux antérieurs. Outre la *distance minimale prédite*, nous déterminons donc les différents paramètres temporels ainsi que les effets et contributions de chaque sujet. Rappelons que T_{see} correspond au premier instant où les sujets ont la possibilité de se voir. La distance euclidienne qui les sépare alors correspond à la distance initiale d_{init} . Le moment où la distance instantanée séparant les participants est la plus faible correspond à T_{cross} . Afin de s'affranchir d'éventuelles oscillations de la MPD en début et en fin de croisement, on définit T10 et T90 comme les instants où la MPD a atteint 10% et 90% de son amplitude maximale. La période de réaction est définie entre ses deux bornes et comprend donc 80% des adaptations observées.

On peut alors calculer les effets instantanés (E_p) par la dérivée partielle de la MPD au regard du paramètre p observé :

$$E_p = \frac{\partial MPD}{\partial p} \cdot dp \quad (2.1)$$

Le paramètre p peut être : le vecteur vitesse du sujet 1 ($S1$, respectivement du sujet 2 $S2$), la norme de ce vecteur ($V1$ et $V2$) ou l'orientation du sujet ($O1$ et $O2$). Dès lors, l'effet cumulé (EC_p) peut être obtenu par l'intégration de l'effet instantané dans le temps :

$$EC_p = \int_0^t \frac{\partial MPD}{\partial p} \cdot \frac{dp}{dt} \cdot dt \quad (2.2)$$

Enfin, la part de chaque paramètre dans l'évolution de la MPD, autrement dit sa contribution dans l'évitement de la collision (C_p), correspond à l'effet cumulé exprimé en ratio de la somme des effets. Ainsi la contribution totale du sujet est exprimée par la relation suivante où p prend comme valeur $S1$ ou $S2$:

$$C_p = \frac{EC_p}{EC_{S1} + EC_{S2}} \quad (2.3)$$

Et la contribution d'une des stratégies (en vitesse ou en orientation) est obtenue par la relation 2.4 dans laquelle le paramètre p représente $V1$, $V2$, $O1$ ou $O2$.

$$C_p = \frac{EC_p}{EC_{V1} + EC_{V2} + EC_{O1} + EC_{O2}} \quad (2.4)$$

Nous postulons dans ce chapitre que la distance initiale peut avoir un impact sur la façon dont une situation de croisement à 90° est réalisée par deux piétons. Il est donc envisageable que cette distance introduise une variabilité importante pour certains paramètres étudiés. Pour cette raison, l'ensemble des données des essais est trié par ordre croissant de distance initiale et une moyenne glissante est calculée pour chaque paramètre. Celle-ci consiste à calculer la moyenne d'un paramètre sur des plages de distance initiale croissante contenant un nombre d'échantillons constant ($N=50$). Chaque plage ayant un sous-ensemble en commun avec la plage suivante ($N2 = 40$).

Dans le cas des effets et effets cumulés notre analyse n'a pas pour objectif d'évaluer des modifications instantanées mais des changements plus globaux. Ainsi, nous porterons notre attention sur deux valeurs particulières :

- les valeurs moyennes par essai de chaque effet instantané.
- les valeurs finales des essais cumulés. Celles-ci représentent l'effort total fourni pour éviter la collision.

Les contributions seront ensuite recalculées à partir des moyennes glissantes des effets cumulés.

Les tests statistiques sont effectués à l'aide du logiciel Matlab (Mathworks, Natick, Massachusetts, US). La normalité des distributions des variables est vérifiée par le test de Kolmogorov-Smirnov. Les corrélations entre la distance initiale et les différents paramètres de l'évitement de collision sont réalisées grâce au test de Pearson ou de Spearman suivant que la normalité des variables soit vérifiée ou non. La même méthode est appliquée aux résultats des moyennes glissantes. La comparaison des MPD initiales et finales est effectuée par le test des rangs signés de Wilcoxon. Ce même test utilisé pour comparer les effets, effets cumulés des régulations des

deux sujets et leurs contributions relatives à chacun des 101 instants de la phase de réaction exprimée en temps normalisé, ainsi que pour chaque tranche de distance initiale renvoyée par la moyenne glissante.

Enfin, pour les 101 instants de la phase de réaction, l'influence des stratégies (vitesse et orientation de chacun des sujets) est déterminée par une analyse de variance à mesures répétées ou grâce à l'analyse des variances de Friedman. Dans le cas où l'influence d'une des stratégies est démontrée, un test des rangs signés de Wilcoxon est réalisé (assorti de la correction de Bonferroni qui réduit le seuil de significativité à $p < 0.05/6 = 0.0083$).

2.3 Résultats

Parmi les 450 essais réalisés au cours des 3 sessions de captures de mouvements, 88 ne disposent pas d'informations exploitables avant l'entrée des sujets dans la zone dite d'*interaction* (première image après T_{see}) et sont donc exclus de la base de données.

2.3.1 MPD et Distance initiale

Le protocole mis en place avait pour objectif non seulement de générer une grande plage de distance initiale mais également le plus possible de situations nécessitant des adaptations. Nous nous intéressons donc ici à la répartition des MPD ainsi que des distances initiales.

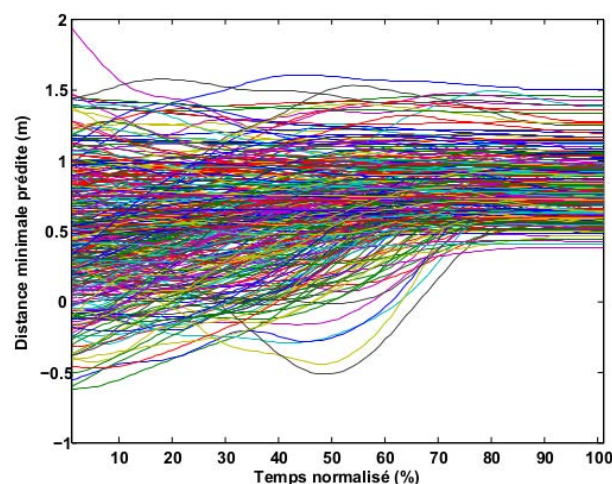


Figure 2.6 - Intégralité des MPD générées par le protocole expérimental. Représentées entre T_{see} et T_{cross} , le temps est exprimé en pourcentage de la durée qui s'écoule entre ces deux instants.

Le panel de MPD (figure 2.6) présente des valeurs initiales (à T_{see}) allant de -0.62m à 1.93m avec

une moyenne de 0.49m (± 0.42). La MPD finale (  T_{cross}) varie quant à elle de 0.38m   1.50m avec une moyenne de 0.78m (± 0.20). Une MPD initiale négative signifie qu'un changement dans les rôles des sujets a eu lieu pendant la résolution de la situation d  à une réaction inadaptée de l'un des deux protagonistes (par exemple, une accélération du sujet censé passer en second ou inversement). Dans notre base de données, 47 essais correspondent à cette description.

Ensuite, si l'on regarde la répartition des essais par MPD   T_{see} croissante, représentée sous la forme de 10 groupes de taille d'échantillons identiques (figure 2.7), on remarque que seuls les paliers 9 et 10 (avec une MPD moyenne   T_{see} proche de 0.80m) ne présentent pas de différence significative entre la valeur à T_{see} et celle à T_{cross} ($p < 0.01$ pour les autres paliers).

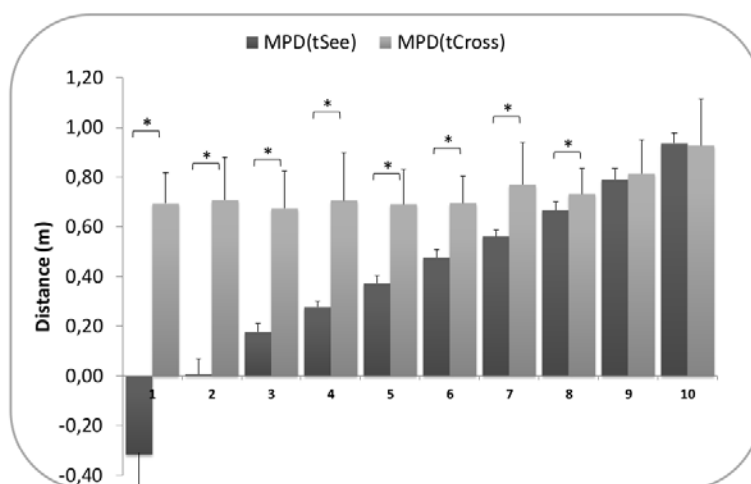


Figure 2.7 - Evolution de la mpd entre tSee et tCross pour chacun des 10 groupes de mpd initiale croissante.

Enfin, la distance initiale (D_{init} à T_{see}) varie de 2.5m   10.0m avec une moyenne de 5.8m (± 2.1). On remarque cependant deux irrégularités pour les tranches 4m et 7m avec un nombre relativement faible d'essais.

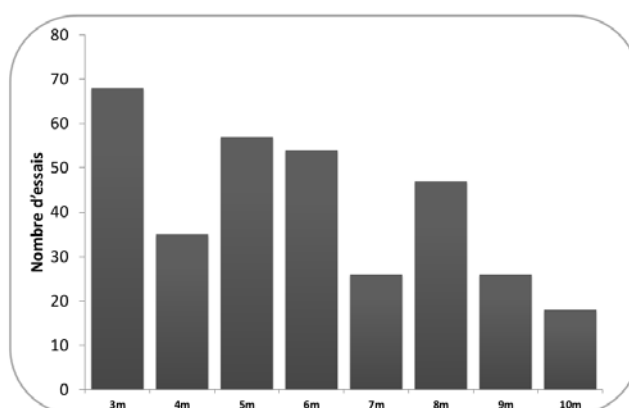


Figure 2.8 - Répartition des essais par distances initiales (  T_{see}) croissantes.

2.3.2 Paramètres temporels

On s'intéressera, désormais, uniquement aux essais dont la MPD à T_{see} est inférieure à 1m. En effet, tout comme dans les travaux précédents, les données que nous avons recueillies montrent que cette variable n'évolue quasiment plus au cours de l'essai quand sa valeur initiale est inférieure à 1m (voir 0.8m dans notre cas.)

La période d'interaction qui se déroule entre T_{see} et T_{cross} dure en moyenne 2.8 secondes (± 0.06). Au sein de celle-ci, la phase de réaction, comprise entre T_{10} et T_{90} , dure en moyenne 1.1 secondes (± 0.03). Le tableau 2.1 récapitule ces valeurs pour les autres intervalles de temps.

	Moyenne	ET
$T_{10} - T_{see}$	1.6	0.83
$T_{90} - T_{see}$	0.6	0.59
$T_{cross} - T_{90}$	1.2	0.52

Table 2.1 - Temps moyen (en secondes) et écart type entre les différents instants clés. Rho et p sont respectivement le coefficient de corrélation entre la durée et D_{init} et la significativité de celui-ci.

2.3.3 Effets et contributions

L'analyse statistique des effets instantanés moyens sur chacune des 101 images du temps normalisé montre que le sujet passant en second est à un effet constamment supérieur au sujet passant en premier ($p < 0.01$). En outre, l'Anova de Friedman, également effectuée sur chacune des 101 images, indique qu'il y a une influence de la stratégie employée sur l'intégralité de la phase de réaction (figure 2.9). Les résultats du test post-hoc révèlent notamment une forte influence de l'effet en vitesse du sujet 2. En effet celui-ci est supérieur aux deux effets du sujet 1 et est également supérieur à l'effet en orientation du sujet 2 pendant 90% du temps normalisé (différence non observable sur la fin de la zone de réaction).

Si l'on s'intéresse maintenant aux effets cumulés (figure 2.10), le même type d'observation peut être effectué. D'abord, le sujet 2 fait évoluer la MPD de 25.3cm en moyenne tandis que le sujet 1 apporte une évolution moyenne de 13.7cm. Quelque soit l'instant de la zone de réaction l'effet cumulé du sujet 2 est en permanence significativement supérieur à celui du sujet 1. De plus, l'analyse des stratégies montre que l'effet cumulé de la vitesse du sujet 2 est constamment supérieur aux effets des 3 autres stratégies.

Enfin, l'analyse des contributions individuelles moyennes (figure 2.11) indique que le sujet 2 est en moyenne pour 57.3% (± 1.2) des adaptations apportées afin d'éviter la collision (donc 42.3 % sont attribués au sujet 1). Quelque soit l'instant analysé pendant la phase de réaction, celle-ci est significativement supérieure à la contribution du sujet 1 ($p < 0.01$). De la même manière que pour les effets et effets cumulés, la part attribuée à un changement de vitesse du sujet 2 est

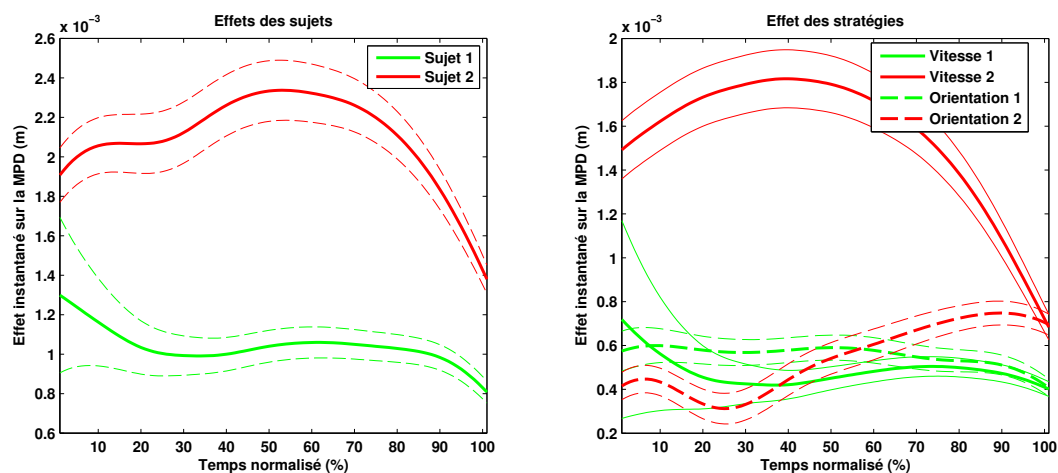


Figure 2.9 - Effets instantanés moyens. Effets totaux des sujets à gauche, effets de chacune des stratégies pour chacun des sujets à droite.

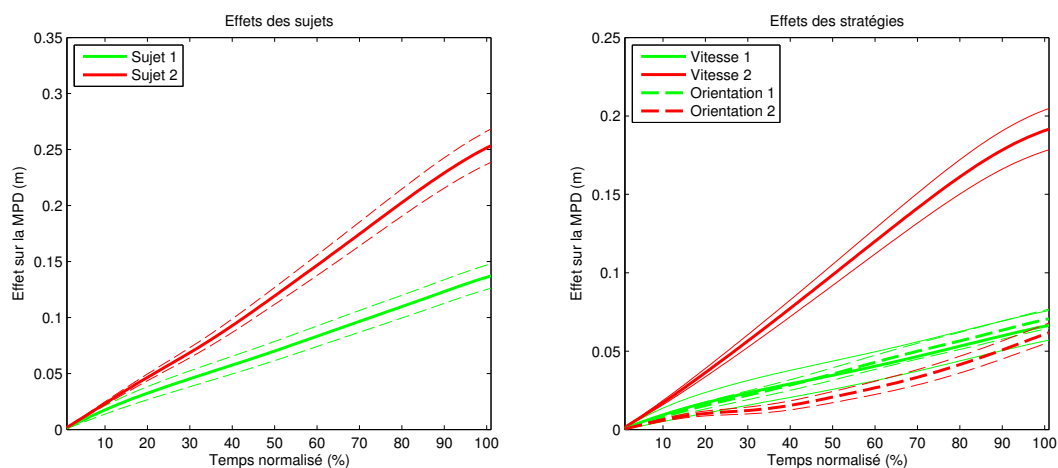


Figure 2.10 - Effets cumulés moyens. Effets totaux des sujets à gauche, effets de chacune des stratégies pour chacun des sujets à droite.

toujours supérieure aux trois autres stratégies. En outre, l'analyse statistique conclut également à une absence de différence entre la stratégie en vitesse du sujet 1 et sa stratégie en orientation.

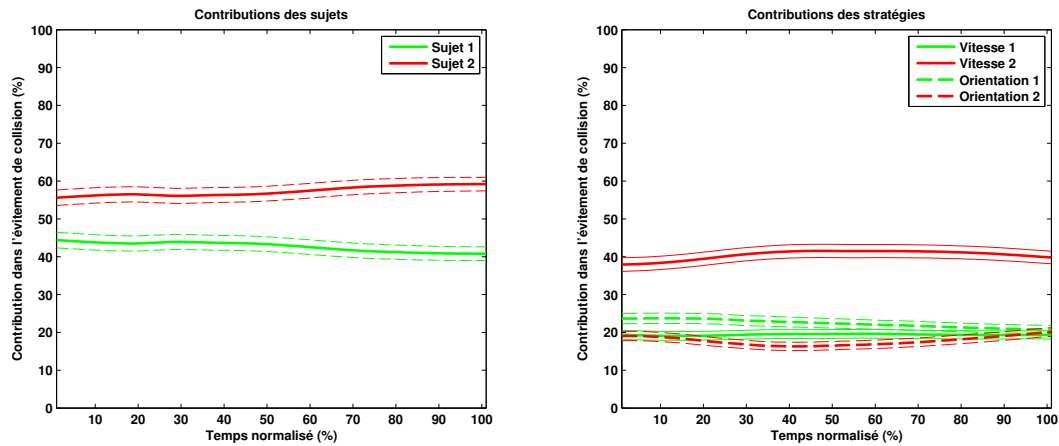


Figure 2.11 - Contribution de chacun des deux participants dans l'évitement de collision pendant la phase de réaction (temps exprimé en pourcentage de sa durée totale) à gauche. Part de chacune des deux stratégies (vitesse et orientation) dans la contribution des sujets à droite.

2.3.4 Influence de la distance

Dans cette section nous allons nous intéresser à l'impact que peut avoir D_{init} sur les différents résultats exposés dans les sections 2.3.1, 2.3.2 et 2.3.3. En outre, nous portons notre attention sur l'analyse en moyenne glissante qui, avec les quantités d'échantillons par tranche indiquée dans la section 2.2.2, procure 26 paliers de distances initiales croissantes.

Tout d'abord, la valeur de la MPD aux instants clés présente des coefficients de corrélation avec D_{init} relativement élevés (tableau 2.2). En revanche si l'on effectue une régression linéaire sur les résultats obtenus de cette manière, le coefficient directeur est systématiquement inférieur à 0.05, soit très proche de 0 laissant apparaître une quasi-constance des MPD instantanées caractéristiques.

	Rho	p	C
T_{see}	-0.77	< 0.001	-0.03
T_{10}	-0.88	< 0.001	-0.04
T_{90}	0.82	< 0.001	0.01
T_{cross}	0.83	< 0.001	0.01

Table 2.2 - Lien entre la MPD aux différents instants clés et la distance initiale. C correspond au coefficient directeur de la régression linéaire appliquée à la moyenne glissante.

D'un point de vue temporel, on observe des corrélations qui approchent toutes de 1 (tableau 2.3). Autrement dit, le temps qui s'écoule entre deux instants clés augmente avec la distance initiale.

	Rho	p
$T_{see} - T_{10}$	0.98	< 0.001
$T_{see} - T_{90}$	1	< 0.001
$T_{10} - T_{90}$	0.99	< 0.001
$T_{10} - T_{cross}$	1	< 0.001
$T_{90} - T_{cross}$	0.98	< 0.001

Table 2.3 - Lien entre les différentes durées et La distance initiale.

L'analyse des effets instantanés moyens (moyenne des effets sur un essais) révèle des coefficients de corrélation pour les effets des sujets de 0.88 pour le sujet 1 et -0.72 pour le sujet 2 ($p < 0.001$). De plus, les résultats des tests statistiques effectués pour chaque palier de D_{init} dénotent un effet significativement supérieur du sujet passant en second jusqu'à une distance initiale de 4.6m ($p < 0.01$). La portion allant 4.8m à 7.6m, montre une alternance de paliers dont la différence est significative et de paliers pour lesquels il est impossible de conclure à une différence. Enfin, au delà de 7.6m les tests ne décèlent pas de différence entre l'effet du sujet 1 et celui du sujet 2.

L'analyse des effets intra-individuels (vitesse et orientation) rapporte des coefficients de corrélation supérieurs pour le sujet 1 par rapport au sujet 2 (tableau 2.4). Malgré cela le test de Friedman reflète une influence de l'un des quatre paramètres et le test post-hoc indique une différence significative entre la vitesse du sujet 2 et les trois autres jusqu'au palier de 4.4m ($p < 0.05$). Au delà, une alternance entre influence et absence d'influence se met en place.

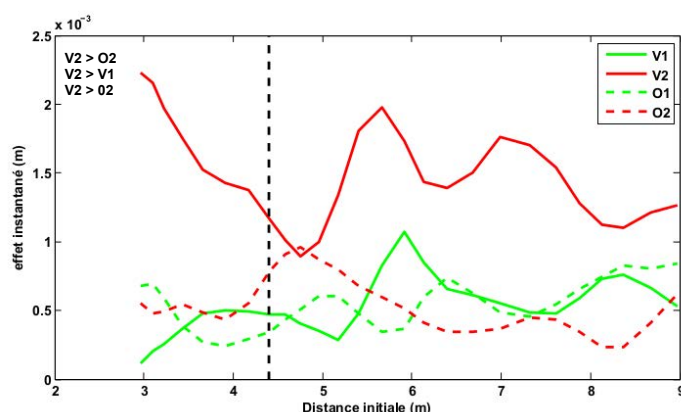


Figure 2.12 - Analyse en moyenne glissante des effets au regard de la distance initiale. Le trait en tiret à 4.4m sur l'axe de abscisses correspond à la limite au delà de laquelle une différence significative est difficile à observer.

	Vitesse	Orientation
Sujet 1	0.66($p < 0.001$)	0.72($p < 0.001$)
Sujet 2	-0.45($p < 0.05$)	-0.51($p < 0.01$)

Table 2.4 - Coefficient de corrélation entre distance initiale et effets intra-individuels moyens.

Concernant les effets cumulés, rappelons d'abord que nous nous concentrons sur leurs valeurs finales puisque qu'elles représentent la totalité des modifications apportées au cours d'un essai. De la même manière que pour les effets instantanés, l'analyse en moyenne glissante (figure 2.13) semble révéler certaines adaptations. En particulier, l'effet de chacun des sujets montre une corrélation relativement forte avec la distance initiale ($\rho = 0.95$ pour le sujet 1 et 0.83 pour le sujet 2 ($p < 0.001$)). De surcroît, les test de Wilcoxon effectué sur chaque palier de distance initiale met en évidence un effet cumulé supérieur significativement différent pour le sujet 2 jusqu'au palier de 4.8m de D_{init} ($p < 0.01$). Passer cette zone, une alternance de paliers significativement différents et de palier sans différence apparente se met en place jusqu'à 7.9m . Au delà, aucune différence n'est observable entre le sujet 1 et le sujet 2.

Pour ce qui est des effets cumulés intra-individuels, on remarque une forte corrélation entre la distance initiale et les effets du sujet 1, en vitesse $\rho = 0.88$ et 0.89 pour l'orientation ($p < 0.001$). Pour le sujet 2, le lien est moins flagrant mais reste perceptible en vitesse ($\rho = 0.74$ $p < 0.01$) alors qu'en orientation celui-ci tombe à une valeur de 0.27 ($p < 0.05$). L'analyse des variances conclue toutefois à une influence de la stratégie jusqu'à 4.4m avec un effet en vitesse pour le sujet 2 significativement supérieur aux trois autres (supérieur à l'effet en orientation du sujet 2 uniquement jusqu'au palier 3.9m). Ensuite on observe la même irrégularité que pour les effets instantanés et les effets cumulés des sujets.

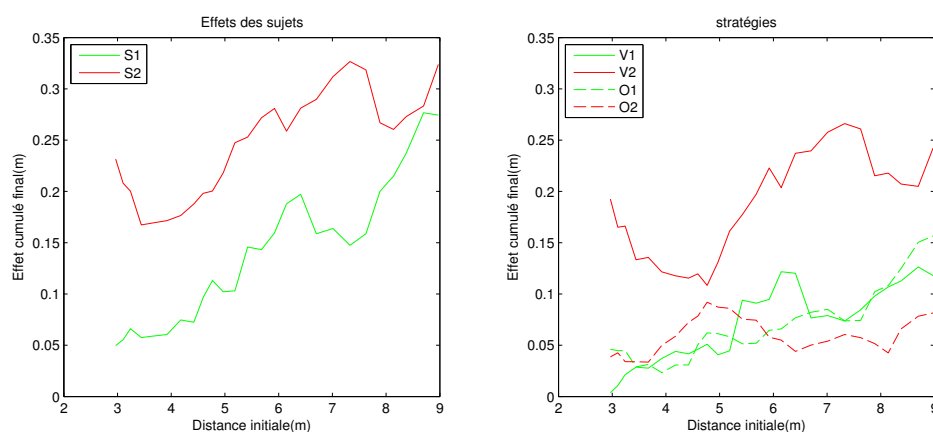


Figure 2.13 - Analyse en moyenne glissante des effets cumulés au regard de la distance initiale.

Par ailleurs, si l'on détermine les coefficients de corrélation sur l'ensemble des tranches de distance initiale inférieures à 4.5m , le lien entre D_{init} et les différentes contributions semble plus clairement établi (tableau 2.5) notamment en ce qui concerne la vitesse du sujet 2 ($\rho = -0.99$ $p < 0.001$).

Finalement, nous proposons de recalculer les contributions, c'est à dire la part de chacun des

	$D_{init} < 4.5m$	$D_{init} > 4.5m$
Vitesse 1	$0.92(p < 0.01)$	$0.31(p = 0.21)$
Vitesse 2	$-0.99(p < 0.001)$	$0.12(p = 0.64)$
Orientation 1	$-0.86(p < 0.01)$	$0.66(p < 0.01)$
Orientation 2	$0.91(p < 0.01)$	$-0.74(p < 0.001)$

Table 2.5 - Coefficient de corrélation entre distance initiale et stratégies d'évitement de collision pour les plage de $D_{init} < 4.5m$ et $D_{init} > 4.5m$.

sujets dans l'évitement de la collision ainsi que la part de chacune des stratégies, à partir des résultats obtenus pour les moyennes glissantes des effets cumulés (figure 2.14). Cette méthodologie amène à une corrélation relativement forte entre la distance initiale et la contribution des sujets. Par définition, ces contributions sont complémentaires donc le coefficient de corrélation est identique (au signe près) et égal à $0.88(p < 0.001)$ pour les deux protagonistes (négatif pour le sujet 2). Si l'on regarde la façon dont ces contributions se répartissent sur les effets en vitesse et en orientation, on obtient des corrélations moins évidentes (tableau 2.6). On remarque surtout que les coefficients de corrélation pour le sujet 2 ne dépassent pas 0.5.

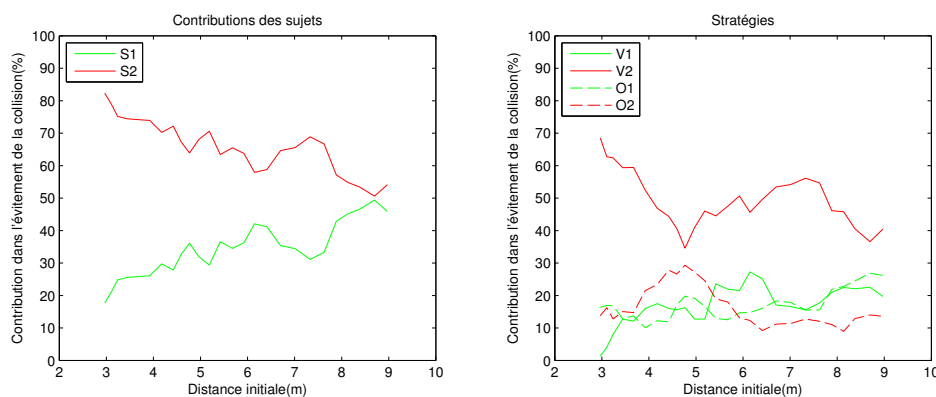


Figure 2.14 - Analyse en moyenne glissante contributions à l'évitement de collision au regard de la distance initiale.

	Vitesse	Orientation
Sujet 1	$0.69(p < 0.01)$	$0.68(p < 0.01)$
Sujet 2	$-0.50(p < 0.01)$	$-0.47(p < 0.05)$

Table 2.6 - Coefficient de corrélation entre distance initiale et stratégies d'évitement de collision.

2.4 Discussion

Dans ce premier travail de thèse nous avons cherché à mettre en évidence l'impact de la distance initiale sur la manière dont deux piétons se croisent. En nous basant sur les travaux antérieurs concernant la MPD nous avons mis en place un protocole expérimental avec pour objectif principal de générer une grande variabilité dans la valeur de cette distance initiale. De ce point de vue, celui-ci semble avoir rempli son objectif puisque nous disposons d'une gamme de valeurs allant de 2.5m à 10.0m avec une moyenne de 5.8m (± 2.1) quand les travaux précédents (figure 2.15) se situaient dans une plage allant de 8.1m à 10.0m avec une moyenne de 9.0M (± 0.2).

En revanche, le volume de capture, conséquent, nécessaire à l'atteinte de cet objectif est à l'origine de la première limite de cette étude. En effet, un certain nombre de fichiers ne remplissent pas la principale condition d'inclusion qui consiste à contenir les données cinématiques des sujets avant que ceux-ci ne soient en mesure de se voir mutuellement. En définitive, sur les 450 passages effectués par les différents volontaires, nous en excluons tout de même 131. Cette observation nous conduit à la conclusion que le nombre d'essais par tranche de distance initiale est nettement plus faible que pour les travaux précédents puisqu'ils disposaient de 264 essais sur un intervalle de 2m tandis que nous avons 331 essais répartis sur une plage de 7.5m de distance initiale. En outre, nous pouvons également détecter 2 ensembles (entre 3.5m et 4m et entre 6.5M et 7.5m) dans lesquels la quantité d'essais retenus est relativement faible.

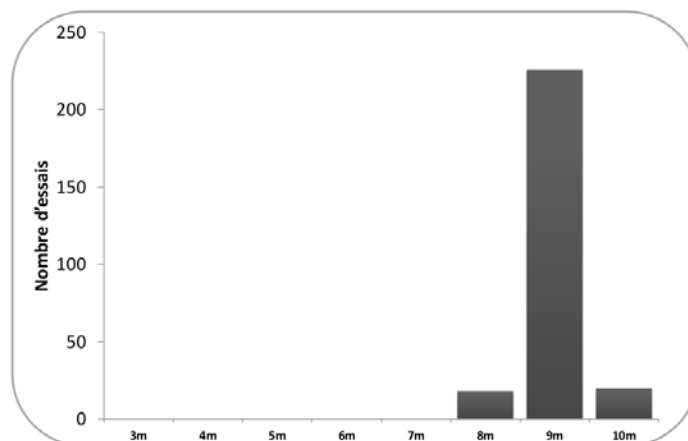


Figure 2.15 - Répartition des essais par distances initiales (à T_{see}) croissantes dans l'étude de référence.

En ce qui concerne la MPD, notre première remarque s'intéresse à son évolution pendant la phase dite d'*interaction* (c'est à dire entre T_{see} et T_{cross}). Les résultats des tests statistiques sur la répartition en 10 tranches de mpd croissantes ne détectent pas de différence significative pour les deux derniers groupes entre la valeur de la MPD à T_{see} et celle T_{cross} . Ce qui laisse penser que le seuil à partir duquel les sujets ne vont plus chercher à éviter la collision serait plus proche de 0.8 m que de 1 m comme il est proposé dans les travaux antérieurs. Nous avons malgré tout choisi de conserver les essais situés entre 0.8 m et 1 m afin de garder une cohérence avec les résultats précédents dans d'éventuelles comparaisons. Un autre point marquant réside dans le nombre d'essais (47) dont la MPD initiale est négative (révélant un changement pendant la phase d'interaction dans l'ordre théorique de passage). Si l'on applique la méthode de la moyenne glissante sur cet ensemble (avec N=8 échantillons par sous-ensemble et un décalage

de $N=5$ échantillons), on obtient un coefficient de corrélation avec la distance initiale de -0.7 ($p < 0.05$). Celui-ci peut indiquer que plus la distance initiale est importante plus les sujets ont des difficultés à savoir qui doit passer en premier et ainsi plaider pour la thèse de la génération *online* de la trajectoire ([Fajen2003, Warren2004]) plutôt que pour la théorie de la planification ([Gérin-Lajoie2005]).

Les résultats en termes de durées des différentes phases semblent d'ailleurs pencher dans ce sens également. Premièrement, nous présentons section 2.3.2 les valeurs moyennes des différentes durées entre les instants clés. Celles-ci sont significativement inférieures à celles proposées dans [Olivier2013] (Test de Student, $p < 0.01$). En revanche, si l'on ne garde que les essais qui correspondent à la plage distances initiales (8 à 10m) des données de référence pour effectuer la comparaison, les tests statistiques ne détectent plus de différence. Ensuite, les coefficients de corrélation proposés entre durée et distance initiale montrent que plus la distance est importante plus la durée de la phase de réaction augmente. Ces deux points semblent indiquer que les sujets utilisent tout le temps qu'ils ont à disposition pour éviter la collision, et donc qu'ils ne prévoient pas *a priori* les modifications qu'ils vont apporter à leurs trajectoires et/ou vitesses.

Les travaux antérieurs se sont principalement intéressés à la temporalité des événements, c'est à dire à la manière dont évoluent les différentes contributions au cours d'une même situation de croisement. Cette méthode d'analyse se justifiait par le fait que la plage de distances initiales était relativement restreinte et engendrait donc des séquences temporelles similaires. Bien que notre objectif soit d'observer des adaptations à un niveau plus global, nous avons tout de même présenté les résultats sur les différents effets exprimés dans une fenêtre de temps normalisée, ce qui nous permet de confirmer certaines observations faites auparavant. Ainsi, quelque soit la grandeur analysée (effets instantanés, effets cumulés ou contributions), on retrouve la forte influence du sujet passant en second. Celui-ci agissant principalement en modulant sa vitesse de déplacement. En revanche, les observations faites en ce qui concerne la stratégie du sujet 1 ne semblent pas se vérifier. En effet, les analyses statistiques ne montrent aucune différence entre vitesse et orientation, et tendent à nous faire penser que, de manière générale, celui-ci peut aussi bien adapter l'une ou l'autre. En revanche, il s'agit ici d'un comportement moyen sur une plage de distances initiales étendue. Nous avons montré précédemment que les sujets semblent utiliser la totalité du temps à disposition pour résoudre la problématique du croisement, une question émerge alors : comment ces comportements sont-ils modifiés avec l'urgence de la situation ?

Afin de répondre à cette interrogation, nous avons proposé de nous intéresser au comportement moyen au cours d'un essai. Ce mode de représentation de l'activité des participants a révélé un ensemble de données fortement bruitées rendant difficile l'interprétation des résultats. Usuellement, les scientifiques utilisent un filtrage (Butterworth, spline,...) pour lisser l'ensemble des informations. Cependant, ce type de filtre se justifie dans des domaines fréquentiels tandis que nous nous trouvons dans un espace relatif à une distance. Les domaines de la finance, du commerce et de l'économie utilisent quant à eux la méthode dite de la moyenne glissante qui leur permet de dégager des tendances sur des plages élargies (de l'ordre de quelques dizaines d'années) [Raudys2013, Holt2004]. Cette méthode correspond alors à notre condition et nous a permis de mettre en évidence une évolution des comportements avec l'augmentation de la distance initiale. En premier lieu, les coefficients de corrélation et tests statistiques exposés entre les effets et effets cumulés des sujets semblent dévoiler un lien entre cette distance et l'implication de chacun. En particulier, pour des distances initiales faibles ($< 4.5m$), on décèle un impact significativement supérieur du sujet 2 qui semble cohérent avec la description de l'espace personnel faite par [Gérin-Lajoie2005] indiquant que celui-ci serait moins développé à l'arrière du sujet de part la perception qu'il a de son environnement et donc des autres piétons. Le sujet passant en second aurait ainsi une perception plus fine de son homologue et pourrait donc avoir

une réaction plus prononcée. En outre, cette hypothèse se trouve confortée par l'augmentation de l'implication du sujet 1 avec la distance que mettent en exergue les coefficients de corrélation relativement forts entre ses effets cumulés (en vitesse et en orientation) et la distance initiale.

Enfin, à partir de ces résultats nous avons proposé de recalculer les contributions individuelles et intra-individuelles. De cette manière, nous faisons abstraction du bruit présent dans les données sources servant à définir ces différentes contributions. Les résultats ainsi obtenus nous autorisent à confirmer les observations faites à partir des différents effets. D'abord, la distance semble avoir une incidence non négligeable sur la part de chacun des sujets dans l'évitement de collision. Le sujet passant en second agit d'autant plus que la distance au moment où ils peuvent se voir est faible. En revanche, lorsque l'on regarde les stratégies mises en place par les sujets, bien que significatifs, les coefficients de corrélations exposés restent relativement faibles, particulièrement pour le sujet 2 (tableau 2.6). Ensuite, l'analyse des effets et effets cumulés a conduit à la conclusion d'un éventuel palier situé près de 4.5m de distance initiale à partir duquel les différences entre sujet 1 et sujet 2 ne sont plus significatives. Si l'on regarde les coefficients de corrélation sur cette plage, le lien entre D_{init} et les différentes contributions semble plus clairement établi (tableau 2.5) notamment en ce qui concerne la vitesse du sujet 2 ($Rho = -0.99$ $p < 0.001$). Ainsi, à courte distance, il semblerait que l'évitement de la collision soit en grande partie due à une modification (diminution) de la vitesse du sujet passant en second. Cette observation est d'ailleurs cohérente avec celles faites dans les travaux précédents [Olivier2013].

Il est cependant nécessaire de prendre des précautions quant à ces dernières interprétations. En effet, les valeurs prises pour effectuer le calcul des moyennes glissantes l'on été de manière arbitraire. Contrairement aux travaux effectués en finance ou commerce qui se basent sur des variables en lien avec le nombre jours ouvrables par semaine (5 pour une semaine, 10 pour deux semaines, 21 pour un mois,...) nous ne disposons pas d'échelle caractéristique et avons défini la taille de la fenêtre (50 essais) et le décalage entre deux points (10 essais) de manière à obtenir un nombre d'échantillons moyens suffisant pour effectuer les tests statistiques. Il serait alors pertinent d'évaluer l'impact des ces valeurs sur les résultats proposés au dessus. De plus, nous avons évoqué au début de cette partie le manque de données pour deux paliers de distance initiale (entre 3.5m et 4.5m et entre 6.5m et 7.5m). Bien que la méthode de la moyenne glissante réduise l'impact de ce phénomène, il est possible que celui-ci agisse sur nos résultats.

En définitive, nous avons pu montrer, et confirmer, le fait que le sujet 2 soit en règle générale plus actif que le sujet 1. Cette différence s'observe d'autant plus que la distance initiale est faible et peut être mise en lien avec la notion d'espace personnel et la vision périphérique. Il semblerait également que le dit sujet module principalement sa vitesse pour réaliser l'évitement. Contrairement aux travaux précédents le sujet 1 ne semble pas, pour sa part, avoir de stratégie privilégiée. En outre, nos données concernant la MPD à T_{see} semblent confirmer l'existence d'un palier à partir duquel les sujets feraient l'effort d'augmenter cette *distance minimale prédite*. Bien que celui-ci soit quelque peu inférieur dans ce travail de thèse (0.8m au lieu de 1M, figure 2.7).

Chapitre 3

De la trajectoire aux empreintes de pas.

Cette partie du travail de thèse vise à mettre en relation les deux niveaux d'étude de la locomotion bipède. La position du prochain contact au sol semble être un élément déterminant dans la génération des trajectoires articulaires. Celle-ci est d'ailleurs une entrée commune à la majorité des méthodes de simulation de la marche [Fusco2008a, Nicolas2007]. Or, elle est également dépendante des paramètres spatiaux-temporels du pas. Nous cherchons ici à déterminer si il est possible, à partir de la trajectoire, d'estimer ces paramètres. De nombreux travaux s'intéressent à leur évolution suite à une modification de la vitesse du sujet [Liu2013, Bejek2006, Orendurff2004, van Emmerik1996] ou l'influence de la trajectoire sur ces mêmes variables [Strike2009]. Cependant, à notre connaissance, aucune n'a tenté de prévoir une position plausible ou un espace atteignable par le sujet.

Nous avons montré dans la revue de littérature que, pour une trajectoire donnée, la reproductibilité de la pose des pieds ne semble pas vérifiée [Hicheur2006], ce qui laisse penser que le sujet ne prévoit pas a priori les endroits précis où il prendra ses contacts sur le sol. Malgré tout, la longueur du pas est fortement liée à la vitesse de déplacement du centre de masse [van Emmerik1996, Cavagna1986]. De plus, il nous semble évident que les emplacements probables sont également contraints par la morphologie du sujet ainsi que des poses antérieures. Nous postulons ici, que connaissant ces différents paramètres, il est possible d'estimer un espace des plus probables et ainsi prévoir où le sujet va placer le pied au pas $N+1$ connaissant les caractéristiques du pas N .

En nous basant sur les travaux de Huxham et collaborateurs [Huxham2006], une analyse pas par pas des paramètres spatiaux temporels de la marche est effectuée. Nous cherchons à mettre en lien des modifications intervenant d'un pas à l'autre avec les dits paramètres. L'objectif étant d'estimer au mieux la position du pas à venir, nous ne cherchons pas à prédire avec précision la position du pied mais un espace atteignable par celui-ci. La taille de cet espace n'est pas calculé à partir des amplitudes articulaires maximales, mais en fonction du comportement usuel des piétons dans une tâche de marche. A partir des résultats proposés nous tenterons ensuite de modéliser les positions des pas de la base de données.

3.1 Méthodologie générale

3.1.1 Protocole expérimental

La population d'étude est constituée de 8 sujets volontaires, 1 femme et 7 hommes (le tableau 3.1 récapitule leurs caractéristiques anthropométriques, qui ont servies par la suite aux analyses des paramètres spatiaux et temporels. Tous ont, au préalable, été informés du déroulement de l'expérimentation sans leur dévoiler l'objectif de celle-ci afin de ne pas influencer leur comportement. En outre, aucun ne présente de pathologie physique ou neurologique susceptible de modifier la locomotion.

Sujets	Sexe	Âge (an)	Taille (cm)	Masse (kg)
<i>S1</i>	F	31	160	49
<i>S2</i>	M	32	178	75
<i>S3</i>	M	24	172	66
<i>S4</i>	M	28	175	73
<i>S5</i>	M	31	188	110
<i>S6</i>	M	24	171	83
<i>S7</i>	M	29	175	73
<i>S8</i>	M	39	179	75
.....				
Moyenne		29.75	174.7	75.5
Écart type		4.83	8	17.1

Table 3.1 - Caractéristiques anthropométriques de la population d'étude.

Comme nous l'avons évoqué en introduction de ce chapitre, nous cherchons à étudier l'impact des changements de trajectoire et de vitesse sur les paramètres spatiaux du pas. A cet effet nous avons définis 12 configurations permettant de générer des courbures variables (figure 3.1) à l'aide de 2 points de passage placés sur une grille (non représentés lors de l'expérimentation) dont les cases sont des carrés de 75cm de côté. Bien que nous ne nous intéressions pas à l'influence de la latéralité, nous avons intégré 3 paires de trajectoires symétriques (a et b, d et e, g et h) pour nous assurer de l'indépendance de nos résultats avec le côté dominant de chaque sujet. Une configuration (i) impliquant des valeurs de courbures extrêmes a également été incorporée de manière à tester le robustesse de notre approche. Enfin, ces 12 trajectoires sont complétées par une trajectoire en ligne droite qui n'est pas présentée dans la figure 3.1. En outre, de manière à ce que les sujets aient atteint une vitesse stable, une portion de trajectoire rectiligne est imposée en amont de ces configurations. Elle est constituée de deux points de passage fixes symbolisés par des plots situés respectivement à -10m et -4m (figure 3.2).

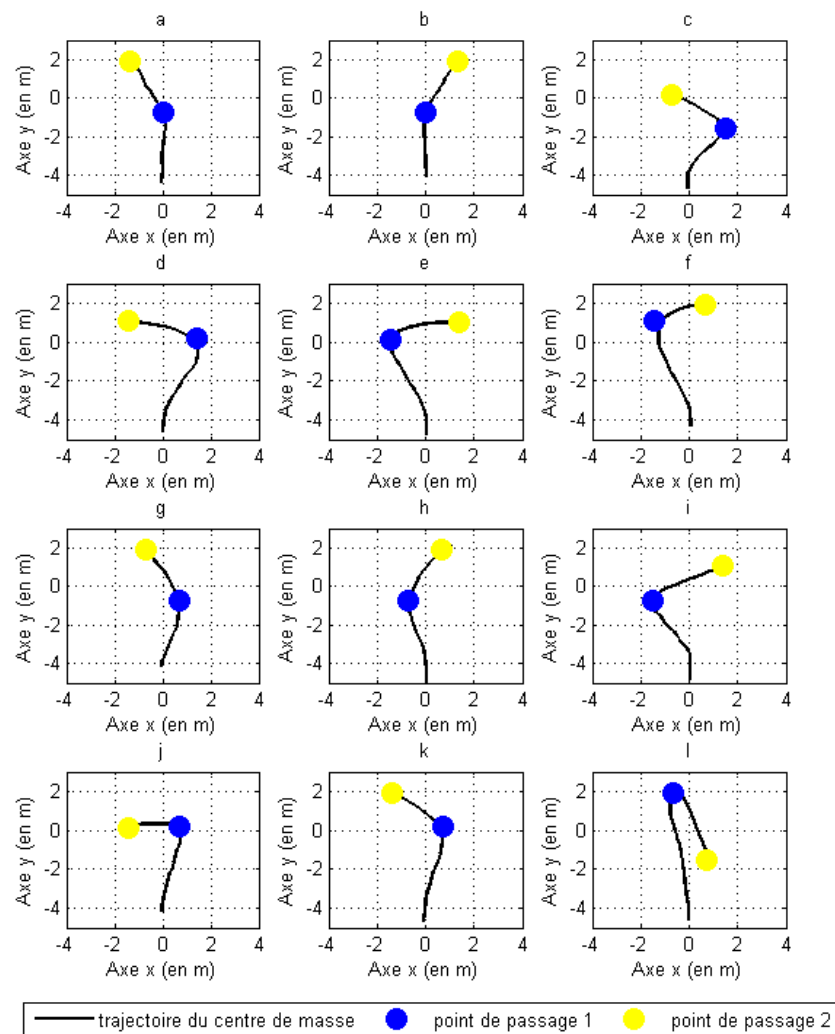


Figure 3.1 - Les différentes configurations des points de passages avec à chaque fois un exemple de trajectoire du centre de masse. Cette trajectoire n'était pas indiquée au sujet qui pouvait donc librement choisir son chemin passant par le point de départ et les deux points de passage obligatoires. La partie imposée de trajectoire en ligne droite n'est pas représentée et s'arrête au point (0,-4).

Les sujets avaient pour consigne de partir du premier point fixe, de parcourir la distance entre les deux points fixes en ligne droite puis de passer par les points de passage 1 et 2 (dans cet ordre) de la manière qui leur convenait. Une fois le second point de passage atteint, ils devaient sortir de la zone expérimentale en limitant la courbure de leur trajectoire. Enfin, ils devaient rejoindre le premier point fixe pour entamer l'essai suivant. A chaque passage le sujet devait marcher à la vitesse qui lui était indiquée via des haut-parleurs reliés à l'ordinateur (sa vitesse de confort, sa vitesse de marche lente ou sa vitesse de marche rapide). Enfin, chaque configuration de trajectoire/vitesse a été répétée 3 fois, l'ordre des passages aillant été défini aléatoirement (identique pour tous les sujets). En définitive chaque sujet a effectué 117 passages ((12 trajectoires courbes + 1 ligne droite) X 3 vitesses X 3 passages).

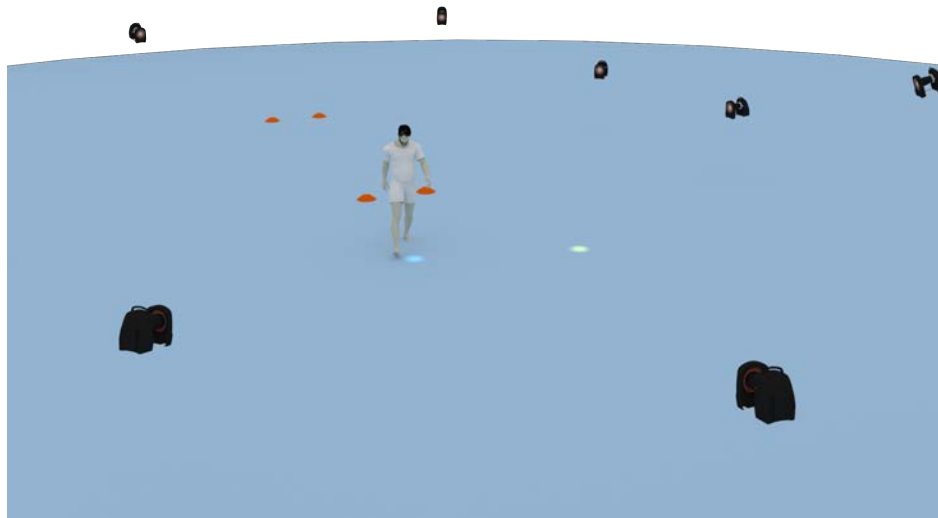


Figure 3.2 - Représentation graphique de l'environnement expérimental.

Les points de passage sont projetés au sol à l'aide d'un vidéoprojecteur (Acer H5370BD). Les différentes configurations ont été calibrées au préalable à l'aide d'une grille, dont les cases mesurent 75cm de côté, matérialisée au sol (retirée pour la phase expérimentale). La génération de l'image projetée est effectuée à l'aide du logiciel Motionbuilder 2013 (Autodesk Inc, San Raphael, Californy, US) piloté par un script codé dans le langage de programmation Python.

Enfin, l'acquisition des données de mouvements a été effectuée à l'aide du système opto-électronique Vicon. 12 caméras infrarouges, 8 MX et 4 T-Series, cadencées à 120htz ont permis de mesurer les déplacements de 43 marqueurs rétro-réfléchissants positionnés sur des repères anatomiques externes des sujets (détaillés dans le tableau 3.2 et illustrés sur la figure 3.3). Le positionnement de ceux-ci a été défini en accord avec les recommandations de la norme de *l'International Society of Biomechanics* ([Wu2002] et [Wu2005]). L'enregistrement ainsi que la reconstruction des données tridimensionnelles ont été réalisés via le logiciel Vicon Blade (Oxford Metrics, Oxford, UK).

3.1.2 Traitement des données brutes

Le placement des marqueurs décrit dans la section 3.1 permet le calcul des centres articulaires. A l'exception des hanches et des épaules qui sont calculés par les équations de régression proposées, respectivement, par Leardini et collaborateurs [Leardini1999] et Reed et collaborateurs [Reed1999], les autres centres articulaires sont définis comme étant les milieux des marqueurs médiaux et latéraux. Par exemple, le centre articulaire du genou gauche correspond au point médian des marqueurs LKNE et LKNI.

Ces calculs sont effectués de manière numérique, à chaque image des captures de mouvements, dans le logiciel Matlab (Mathworks, Natick, Massachussets, US). Ils permettent ensuite de déterminer la position du centre de masse via l'utilisation d'une table anthropométrique. Dans notre

Marqueurs	Repères anatomiques associés
<i>RFHD, LFHD</i>	Os frontal coté droit et gauche
<i>RBHD, LBHD</i>	Os occipital coté droit et gauche
<i>C7</i>	Processus épineux de la 7 ^{ème} vertèbre cervicale
<i>T10</i>	Processus épineux de la 10 ^{ème} vertèbre thoracique
<i>CLAV</i>	Incisure jugulaire du sternum
<i>STERN</i>	Processus xiphoïde
<i>RBAC</i>	Dissymétrie sur la scapula droite
<i>RSHO, LSHO</i>	Acromion droit et gauche
<i>RUPA, LUPA</i>	Dissymétrie sur le bras droit et gauche
<i>RHUM, LHUM</i>	Épicondyle médial huméral droit et gauche
<i>RRAD, LRAD</i>	Tête du radius droit et gauche
<i>RWRA, LWRA</i>	Processus styloïde radial droit et gauche
<i>RWRB, LWRB</i>	Processus styloïde ulnaire droit et gauche
<i>RFWT, LFWT</i>	Épine iliaque antéro-supérieure droit et gauche
<i>RBWT, LBWT</i>	Épine iliaque postéro-supérieure droit et gauche
<i>RKNE, LKNE</i>	Condyle latéral fémoral droit et gauche
<i>RKNI, LKNI</i>	Condyle médial tibial droit et gauche
<i>RTHI, LTHI</i>	Dissymétrie sur la cuisse droite et gauche
<i>RANE, LANE</i>	Malléole externe droite et gauche
<i>RANI, LANI</i>	Malléole interne droite et gauche
<i>RHEE, LHEE</i>	Pternion droite et gauche
<i>RTAR, LTAR</i>	Extrémité distale du premier métatarse de l'hallux droit et gauche
<i>RMET, LMET</i>	Extrémité distale du premier métatarse de l'orteil 5 droit et gauche
<i>RTOE, LTOE</i>	Acropodion droit et gauche

Table 3.2 - Repères anatomiques associés au placement des marqueurs.

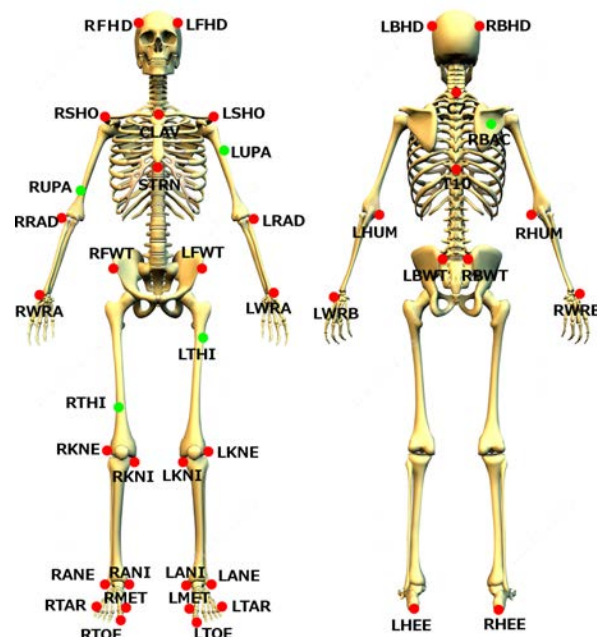


Figure 3.3 - Placement des marqueurs. En rouge les marqueurs utilisés pour le calcul des centres articulaires. En vert les marqueurs utilisés pour différencier le coté gauche du coté droit.

étude nous faisons appelle à celle proposée par Zatsiorsky et collaborateurs [Zatsiorsky1990] adaptée par de Leva et collaborateur [De Leva1996]. L'intérêt de cette adaptation réside dans l'utilisation des positions des centres articulaires et non plus des repères anatomiques externes. Le corps humain est ainsi représenté comme illustré dans la figure 1.2 hormis la tête et le cou qui ne forment qu'un segment ainsi que les avant-bras et les mains.

3.1.3 Analyse biomécanique

Notre travail s'effectue ici à l'échelle du pas. Dans un premier temps, il nous faut donc être capable de repérer les événements qui le rythment, en particulier les instants de pose de pied (attaques du talon au sol). Au sein du laboratoire, Nicolas Fusco et Armel Crétual [Fusco2008b] ont mis au point une méthodologie permettant d'automatiser ce travail. Celle-ci consiste à calculer la dérivée de la poulaine (explicitée dans la partie 1.1.1.1 de la revue de la littérature.) dans le plan sagittal. Une attaque de talon au sol peut ensuite être détectée aux instants où cette variable passe d'une valeur positive à une valeur négative. Cependant, dans le cas de la configuration extrême (I de la figure 3.1) la poulaine n'a pas sa forme caractéristique (Figure 3.4). Pour ces fichiers particuliers, la détection est effectuée à la main par simple observation des captures de mouvements (tout du moins pour la partie en virage de la trajectoire).

Un des intérêts d'un nombre de répétitions aussi élevé réside dans le fait que la tâche demandée au sujet devient un automatisme. En revanche, ceci implique également que nous ne pouvons pas exclure l'hypothèse que la consigne de continuité de la trajectoire avant la sortie de la zone expérimentale ne soit pas tout à fait respectée. Afin de palier à cette éventualité, les derniers

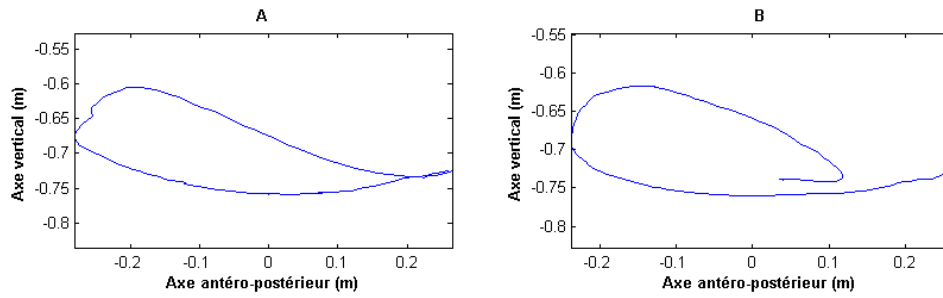


Figure 3.4 - Exemple de poulaine dans le cas d'un pas en ligne droite (A) et dans le cas d'un changement de direction extrême (B).

pas de chaque trajectoire ne seront pas pris en compte dans la suite de ce document.

Cette étape nous permet ensuite de discriminer les pas en virage des pas en ligne droite. Pour cela nous utilisons la méthode proposée par Anne-Hélène Olivier [Olivier2008a]. A chaque instant de la trajectoire du centre de masse, la courbure de celle-ci est calculée par la formule :

$$C = \frac{\det(\frac{dCom}{dt}, \frac{d^2Com}{dt^2})}{\|\frac{dCom}{dt}\|^3} \quad (3.1)$$

Avec C la courbure de la trajectoire du centre de masse en m^{-1} et Com la position instantanée du centre de masse.

Les auteurs montrent qu'en ligne droite, le couple [courbure moyenne (C_{pas}) ; vitesse moyenne ($vCom$)] suit une loi de type exponentielle, qui n'est plus vérifiée lors de pas en virage. Ils définissent, à l'aide des équations 3.2 et 3.3, un espace qui comprend 95% des pas en ligne droite permettant de discriminer ceux-ci des pas en virage.

$$curvmax = vCom^{-1,5346} * \exp(-0,8277) \quad (3.2)$$

$$curvmin = vCom^{-1,5346} * \exp(-2,8177) \quad (3.3)$$

Le calcul des paramètres spatiaux de chaque pas emploie la méthode proposée par Huxham et collaborateurs [Huxham2006]. Pour rappel, le pas est alors réduit à trois points (figure 3.5) :

- A : la position initiale du pied en oscillation.
- B : la position finale du pied en oscillation.
- C : la position du pied en appuis.

Ainsi, la longueur du pas (L_{pas}) correspond à la distance séparant le point d'intersection entre le segment orthogonal au segment AB passant par C et le point B. La largeur (l_{pas}) est, quant à elle, égale à la longueur du segment orthogonal au segment AB passant par C. De plus, de par notre approche, il est nécessaire de pouvoir rendre compte de l'évolution de la largeur d'un pas au suivant. Or, cette méthode ne produit que des largeurs positives, un pas en *step turn* suivi d'un pas en *spin turn* pourrait donc avoir une évolution nulle. Pour palier à cela nous introduisons la notion de largeur négative. Aussi, nous considérons cette largeur comme négative lorsque le

pied en appui se trouve du mauvais côté de la ligne AB (à droite pour un pas en appui à gauche et inversement), ce qui ne peut se produire que dans le cas d'un *spin turn*.

La longueur curviligne du pas (LC_{pas}) est également prise en compte. Celle-ci correspond à la longueur curviligne de la trajectoire du pied en oscillation. Notre intérêt pour cette variable réside dans le fait que dans le cas de certains changements de direction extrême (et principalement en *spin turn*), L_{pas} peut être faible tandis que LC_{pas} a une valeur bien plus importante. De plus, dans ces même cas, cette longueur pourrait également nous renseigner sur l_{pas} .

Afin que les résultats obtenus pour ces trois paramètres soient comparables entre des sujets de morphologies différentes, ils seront normalisés par la taille de ceux-ci.

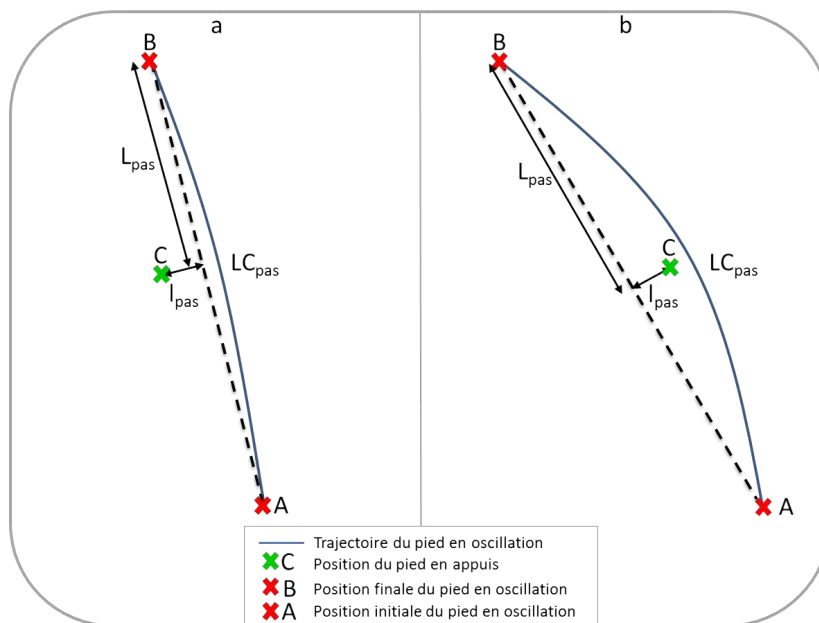


Figure 3.5 - Définition de la largeur du pas, pour un pas en appui pied gauche. a : largeur positive, b : largeur négative.

Notre objectif est de mettre en lien trajectoire et positions des contacts au sol. Il est donc indispensable de représenter la trajectoire de manière discrète (pas par pas). Ainsi, nous nous intéressons à la courbure de celle-ci. Dans un premier temps, la trajectoire du centre de masse est filtrée à l'aide d'un filtre passe bas (Butterworth) et une fréquence de coupure extrêmement faible (0,5 Hz). L'objectif est de supprimer les oscillations du centre de masse tout en conservant sa trajectoire générale. La courbure instantanée est ensuite calculée à l'aide de l'équation 3.1. Finalement, pour chaque pas, la courbure moyenne de la trajectoire (C_{traj}) est définie comme étant la moyenne de la courbure instantanée pendant la durée du pas.

L'accélération normale du centre de masse est liée à la courbure ainsi qu'à la vitesse par la relation 3.4.

$$A_n = v^2/R \quad (3.4)$$

avec A_n l'accélération normale, v la vitesse du centre de masse et R le rayon de courbure ($R = 1/Courbure$). Or, la littérature montre que la vitesse du centre de masse est fortement

liée à la longueur du pas. Ceci nous conduit à considérer également l'accélération normale dans nos analyses. Celle-ci est calculée de manière numérique par double dérivation de la trajectoire.

Enfin, on souhaite connaître l'évolution des différentes variables définies précédemment d'un pas au suivant. Pour chaque pas, le *delta* de chaque variable sera calculé comme la différence entre la variable du pas en cours et celle du pas précédent.

Les test statistiques présentés dans ce chapitre ont été effectués à l'aide du logiciel Matlab. Les analyses des moyennes sur les vitesses et courbures moyennes par pas sont réalisées avec un test de Student dans le cas où les distributions suivent une loi normale. Autrement le test de la somme des rangs de Wilcoxon. Les coefficients de corrélation (Rho) sont quant à eux obtenus par le test de Pearson dans le cas d'une distribution normale et pas le test de Spearman sinon.

3.2 Analyse des données de captures de mouvements

Tout d'abord, après visualisation des données, il apparaît que la réalisation de la trajectoire I ne respecte pas systématiquement les conditions requises dans l'étude de la marche. Le caractère non-holonyme des déplacements du sujet n'est pas nécessairement vérifié et le contact au sol peut s'effectuer par les orteils et non plus par le talon (Figure 3.6).



Figure 3.6 - Exemple de réalisation de la trajectoire I.

De plus, l'analyse de la reproductibilité inter-sujet de la trajectoire montre que pour celle-ci en particulier l'erreur rms maximale est supérieure à 3m.

Toutes ces raisons nous poussent à exclure les essais concernés, tant dans l'analyse que dans la modélisation des paramètres spatio-temporels.

3.2.1 Reproductibilité de la trajectoire

Notre intention est de fournir une méthodologie permettant d'anticiper la pose des pieds au cours d'une trajectoire. La reproductibilité inter-sujet de la trajectoire telle que montrée par [Hicheur2007] doit donc être vérifiée. Nous calculons l'erreur rms pour chaque catégorie de la même manière que ceux-ci. Il en résulte que l'erreur moyenne ne dépasse pas 10cm et l'erreur max est inférieur à 22cm. Ces deux résultats sont concordants avec les observations faites par Hicheur et collaborateurs.

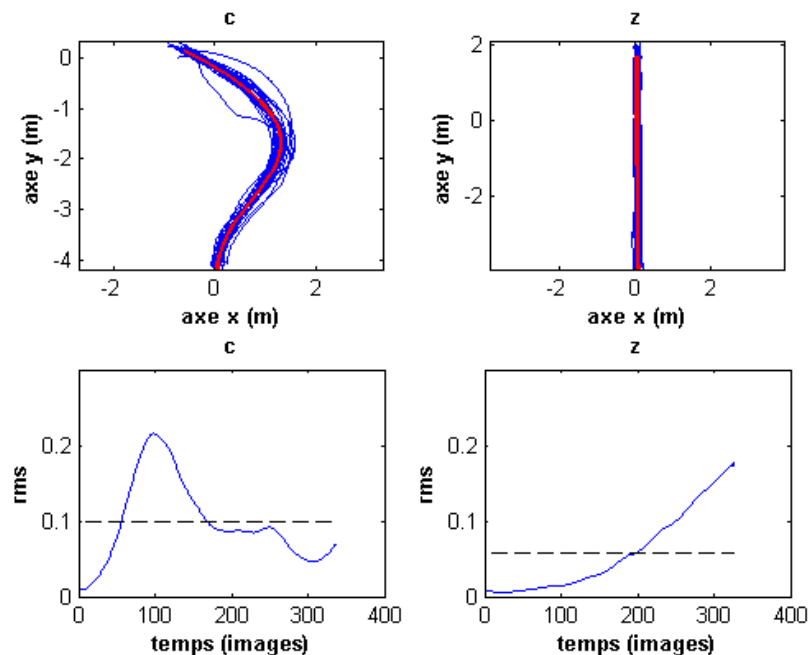


Figure 3.7 - Trajectoires générées et erreurs RMS pour deux conditions : la trajectoire c (à gauche), la ligne droite (à droite).

3.2.2 Généralités

Le protocole expérimental décrit ci dessus nous a permis de recueillir 8589 pas. Une fois les derniers pas de chaque trajectoire supprimés, le nombre total de pas analysés est de 7737. En moyenne, sur les 117 trajectoires générées par sujet, chacun a effectué 967 pas (± 112), dont 391 pas (± 51) en condition de vitesse lente, 318 pas (± 40) en condition de vitesse de confort et 258 pas (± 34) en condition de vitesse rapide.

Dans cet ensemble, les 9 trajectoires en lignes droites (ST) représentent 558 pas avec une moyenne de 70 par sujet (± 8) dont 29 pas (± 5) à vitesse lente, 22 (± 3) à vitesse de confort et 18 (± 2) à vitesse rapide. Les 108 trajectoires conçues pour générer des pas en virages (CT) comportent quant à elle 7179 pas avec en moyenne 897 pas (± 105) par sujet. Les sujets ont effectué en moyenne 362 pas (± 47) à vitesse lente, 296 (± 38) à vitesse de confort et 239 (± 32) à vitesse rapide. Le tableau 3.3 indique les vitesses générées pour chaque condition, les courbures

de trajectoire (C_{traj}) sont quant à elles résumées dans le tableau 3.4. L'analyse statistique des

	Vitesse lente	Vitesse de confort	Vitesse rapide
<i>Tous</i>	$0.89m.s^{-1} \pm 0.18$	$1.24m.s^{-1} \pm 0.17$	$1.74m.s^{-1} \pm 0.28$
<i>ST</i>	$0.91m.s^{-1} \pm 0.18$	$1.27m.s^{-1} \pm 0.16$	$1.84m.s^{-1} \pm 0.23$
<i>CT</i>	$0.89m.s^{-1} \pm 0.18$	$1.24m.s^{-1} \pm 0.17$	$1.73m.s^{-1} \pm 0.28$

Table 3.3 - Vitesses moyennes (v_{Com}) générées pour chaque condition de vitesse. *ST* : trajectoires en lignes droites. *CT* : trajectoires comportant un virage.

	Vitesse lente	Vitesse de confort	Vitesse rapide
<i>Tous</i>	$0.001m^{-1} \pm 0.5655$	$0.0035m^{-1} \pm 0.359$	$-0.0008m^{-1} \pm 0.3296$
<i>ST</i>	$0.0036m^{-1} \pm 0.0687$	$0.0013m^{-1} \pm 0.0343$	$-0.0006m^{-1} \pm 0.0252$
<i>CT</i>	$0.0008m^{-1} \pm 0.5877$	$0.0037m^{-1} \pm 0.372$	$-0.0009m^{-1} \pm 0.342$

Table 3.4 - Courbure de trajectoires (C_{traj}) générées pour chaque condition de vitesse. *ST* : trajectoires en lignes droites. *CT* : trajectoires comportant un virage.

vitesses de déplacement montre qu'il n'y a pas de différence significative entre *ST* et *CT* dans la condition de vitesse lente, tandis que pour les conditions de vitesse de confort ou de vitesse rapide *ST* et *CT* sont effectuées à des vitesses significativement différentes ($p < 0.01$). De surcroît, que ce soit pour les trajectoires *ST* ou pour *CT*, les vitesses générées pour la condition de vitesse lente sont significativement inférieures à celles de la condition à vitesse de confort, elles mêmes significativement inférieures à la conditions de vitesse rapide. Nous avons ainsi l'assurance que les sujets ont bien respecté les instructions de vitesse.

Les coefficients de variation intra-individuel moyens (définis comme la std/moy) pour chaque condition de vitesse sont de 9,1% pour la vitesse lente, 7,5% pour la vitesse de confort et 8,7% pour la vitesse rapide. Seul un sujet présente un coefficient de variation supérieur à 15% (uniquement pour la condition de vitesse lente). En outre, lorsque l'on s'intéresse au coefficient de variation inter-sujet (tableau 3.5), on peut voir que celui-ci présente des valeurs très similaires entre les conditions *ST* et *CT*, ce qui nous confirme un changement de comportement en vitesse similaire pour tous les sujets lorsque ceux-ci sont face à une trajectoire comportant un virage.

	Vitesse lente	Vitesse de confort	Vitesse rapide
<i>ST</i>	18.0%	12.0%	12.0%
<i>CT</i>	17.7%	11.6%	12.5%

Table 3.5 - Coefficient de variation inter-sujet de la vitesse de marche.

Enfin, bien que la littérature montre que la vitesse d'un pas est plus fortement liée à la longueur de celui-ci qu'à sa durée, il n'en demeure pas moins qu'une relation est identifiable entre ces

deux variables. En effet, une régression exponentielle amène à un coefficient de détermination de 0.82. En outre, le coefficient de corrélation de 0.87 dénote une évolution commune de ces valeurs.

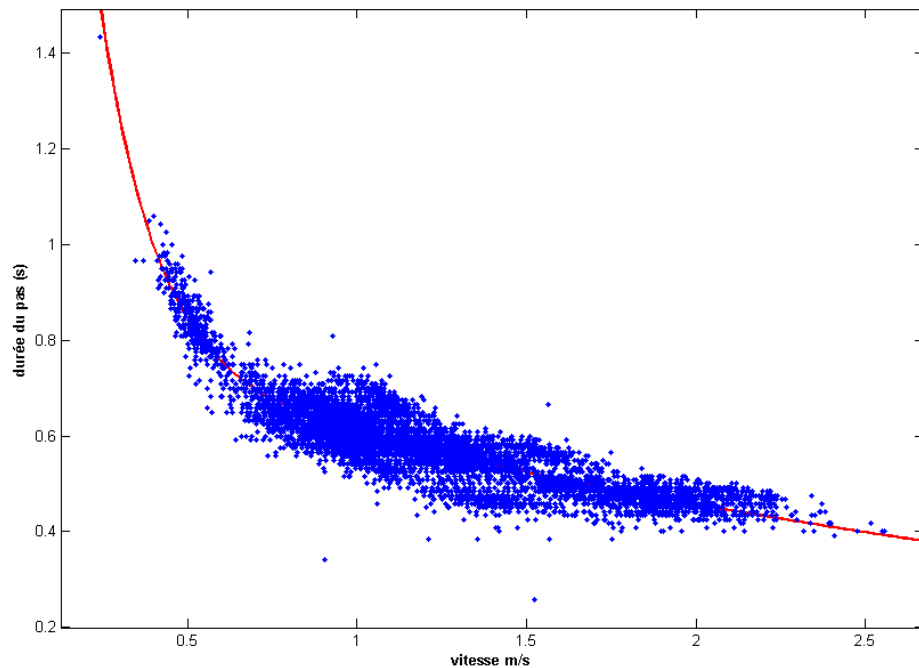


Figure 3.8 - Durée d'un pas en fonction de la vitesse.

3.2.3 Détections des pas en virage

Dans un premier temps, la détections des pas en virage est effectuée sur les trajectoires rectilignes. Dans ces conditions, l'algorithme conclue à l'existence de 44 pas en virage, ce qui représente 7,9% des 558 pas pris en compte dans l'analyse. Rappelons que la méthodologie employée défini un espace de confiance à 95%, nous devrions donc nous approcher des 5% de faux positifs. La répartition en fonction de l'instruction de vitesse est exposée dans le tableau 3.6.

	Vitesse lente	Vitesse de confort	Vitesse rapide
Nombre de Pas	235	176	147
Pas en virage	21	8	15
Proportion	8.9%	4.5%	10.2%

Table 3.6 - Répartition du nombre de pas détectés comme des pas en virage pour *ST*.

Sur les 7179 pas récoltés dans la condition CT , l'algorithme considère que 4285 (soit 59.7%) d'entre eux sont des pas en virage. Le tableau 3.7 récapitule la répartition suivant les différentes conditions de vitesse.

	Vitesse lente	Vitesse de confort	Vitesse rapide
Nombre de Pas	2893	2370	1915
Pas en virage	1299	1478	1508
Proportion	44.9%	62.4%	78.7%

Table 3.7 - Répartitions du nombres de pas détectés comme des pas en virage pour CT .

3.2.4 La longueur du pas

L'analyse des paramètres spatiaux nous indique tout d'abord que, toutes vitesses confondues, les longueurs L_{pas} sont fortement corrélées à la vitesse de déplacement du sujet. En effet les coefficients de corrélations (Rho) pour ST , CT_d et CT_v sont respectivement de 0.96, 0.95 et 0.94. Nous pouvons ainsi confirmer que nos données sont cohérentes avec la relation $V_{pas} = L_{pas} \times F_{pas}$ exposée dans la littérature [van Emmerik1996, Cavagna1986]. Ajoutons qu'une régression polynomiale au second degré ($L_{pas}=f(vCom)$) amène à des coefficients de détermination respectifs(r^2) de 0.91, 0.90 et 0.87.

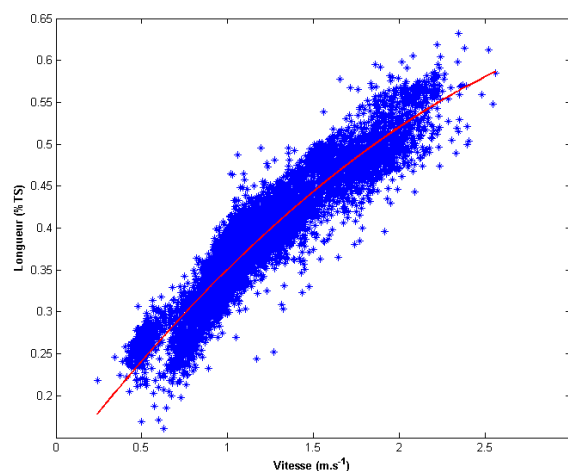


Figure 3.9 - Longueur de pas en fonction de la vitesse du centre de masse.

Si l'on s'intéresse ensuite à la longueur curviligne du pas (LC_{pas}), on remarque que celle-ci est également fortement liée à L_{pas} . Une régression linéaire nous amène à un coefficient de détermination de 0.99 pour CT_d et 0.97 pour CT_v (figure 3.10). Ce n'est *a priori* pas étonnant, cependant nous pourrions nous attendre à ce que cette longueur soit supérieure à L_{pas} dans

certaines situations où la courbure de la trajectoire est importante. Dans ce cas, une régression polynomiale d'ordre 2 devrait avoir un coefficient de détermination bien supérieur à une régression linéaire. Or le gain obtenu avec une telle méthode reste très faible puisque pour CT_v celui-ci est inférieur à 0.005.

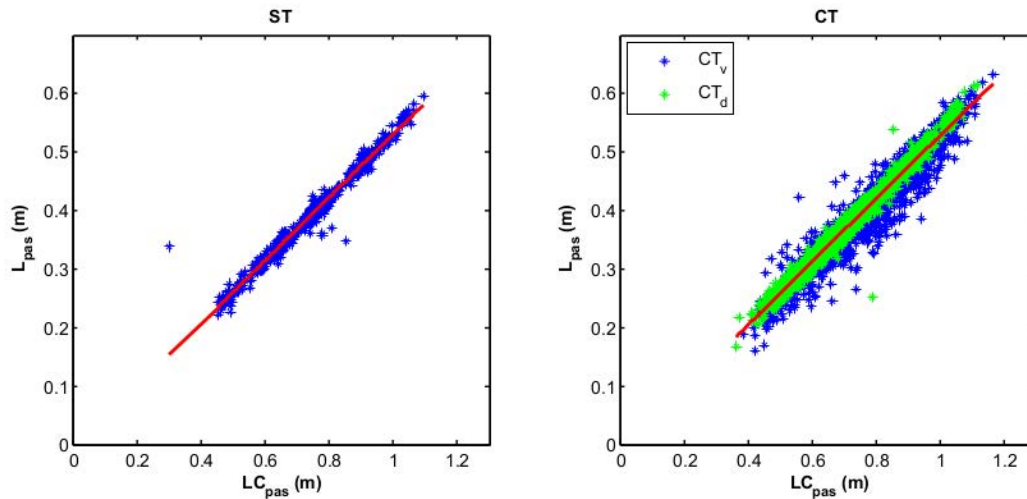


Figure 3.10 - Longueur de pas en fonction de longueur curviligne. Pour la catégorie ST (à gauche) et CT (à droite)

Enfin, bien que la courbure de la trajectoire ne présente que peu de lien avec la longueur du pas (que ce soit la longueur classique ou la longueur curviligne), si l'on regarde l'évolution d'un pas au suivant il apparaît une corrélation relativement forte avec l'évolution de la longueur curviligne ($\rho=0.76$). En outre, le coefficient de détermination issu d'un modèle linéaire est supérieur à 0.75.

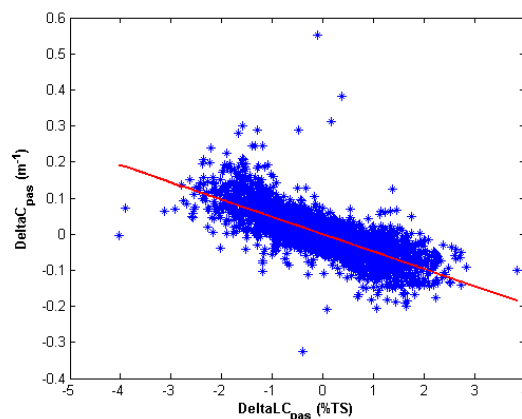


Figure 3.11 - Delta de longueur curviligne en fonction du delta de courbure de la trajectoire pour tous les pas.

3.2.5 La largeur du pas

Dans un premier temps, il convient de souligner qu'aucun pas contenu dans l'ensemble $[ST ; CT_d]$ n'a de largeur considérée comme négative par la méthodologie mise en place dans la section 3.1.3.

A l'inverse de la longueur du pas, la largeur ne présente aucune corrélation avec la vitesse du centre de masse. Quelque soit la condition analysée, le coefficient de corrélation est systématiquement inférieur à 0.2 ($p < 0.05$). En revanche, bien que pour l'ensemble $[ST ; CT_d]$ on ne puisse établir de corrélation entre largeur et courbure ($\rho < 0.2$), dans le cas des pas en virage la courbure moyenne de la trajectoire au cours du pas en question paraît avoir un impact fort sur l_{pas} ($\rho = 0.87$). Le coefficient de détermination du modèle linéaire découlant de cette relation est de 0.72.

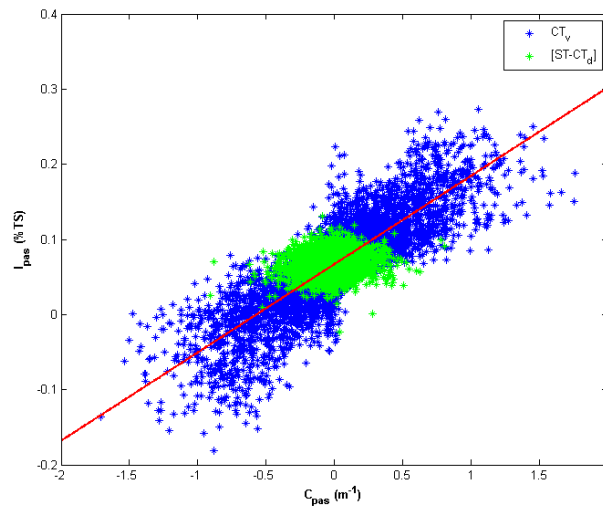


Figure 3.12 - Largeur de pas en fonction de la courbure moyenne par pas de la trajectoire.

De la même manière, si l'on exprime l_{pas} en fonction de l'accélération normale, il apparaît une relation forte ($\rho = 0.95$ pour CT_v) et le coefficient de détermination du modèle linéaire qui en résulte est de l'ordre de 0.9. Cette observation ne semble pas surprenante étant donné sa relation avec la courbure par la formule 3.4.

Un autre point marquant dans cette analyse réside dans le fait que malgré la concentration des données de l'ensemble $[ST ; CT_d]$ autour d'une valeur d'accélération normale proche de 0, les coefficients de corrélations sont supérieurs à ceux obtenus pour la courbure ($\rho = 0.67$ pour ST et 0.63 pour CT_d).

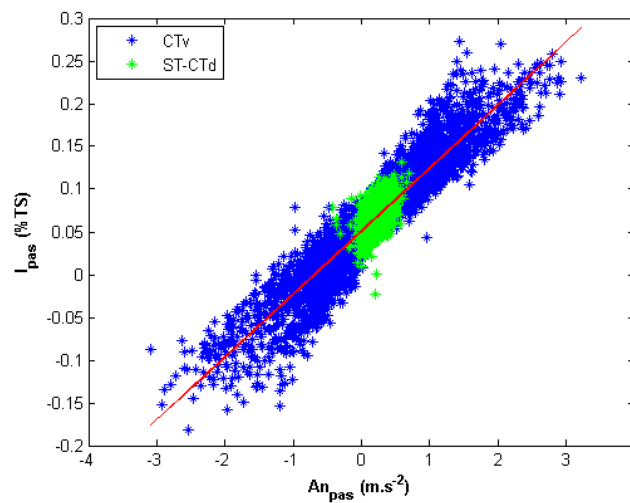


Figure 3.13 - Largeur de pas en fonction de l'accélération normale du centre de masse.

3.3 Modélisation de la position du pied

Cette partie du document est consacrée à l'estimation des positions des empreintes de pas. A partir des résultats présentés auparavant, nous allons tenter de modéliser les paramètres spatiaux temporels du pas et ainsi définir un espace atteignable par le pied en oscillation.

3.3.1 Méthodologie

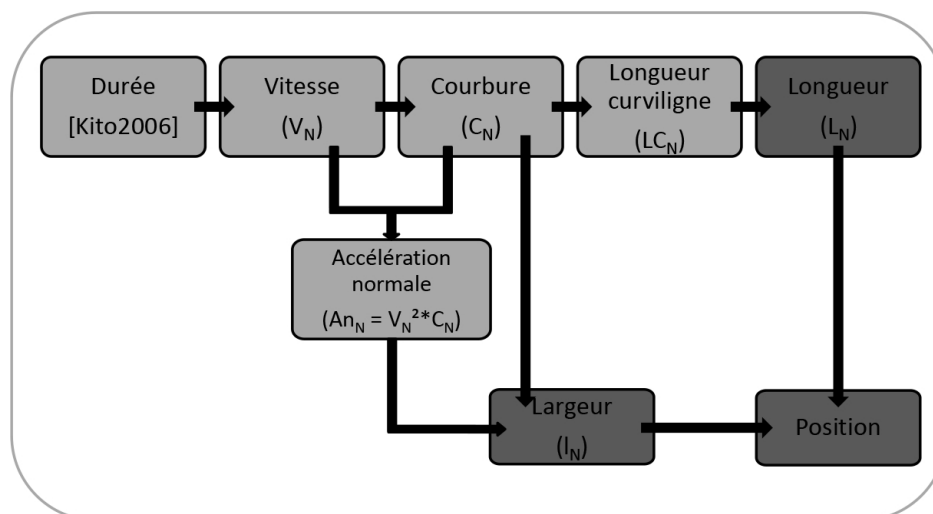


Figure 3.14 - Processus de modélisation de la position de l'attaque de talon.

La figure 3.14 illustre le processus de modélisation de la position d'un pas. Le premier paramètre que nous définissons ici est le temps d'un demi cycle de marche (la durée d'un pas). Kito et collaborateurs [Kito2006] montrent qu'il s'agit du paramètre spatio-temporel le plus reproductible d'un pas à l'autre. Nous considérons alors que la durée d'un pas est égale à celle de celui qui le précède : $T_N = T_{N-1}$. Ainsi, chaque pas est défini dans l'intervalle compris entre la fin du pas précédent et ce même instant additionné à la durée du pas précédent :

- $fStart_N = fEnd_{N-1}$, avec $fStart_N$ le début du pas en cours et $fEnd_{N-1}$ la fin du pas précédent.
- $fEnd_N = fStart_N + T_N$, avec $fEnd_N$ la fin du pas en cours.

A l'aide de la relation exponentielle caractérisant la vitesse du pas en fonction de sa durée (Figure 3.8) nous pouvons déterminer la vitesse moyenne du centre de masse (V_N) pendant le pas en cours. Cette valeur nous permet de définir la portion de trajectoire parcourue. La courbure moyenne (C_N) est alors obtenue à partir de cette portion. Enfin, le delta de courbure d'un pas à l'autre est obtenu par une simple soustraction :

$$\Delta C_N = C_N - C_{traj}N - 1 \quad (3.5)$$

avec C_N la courbure estimée pour le pas en cours et $C_{traj}N - 1$ la courbure moyenne réelle de la trajectoire au pas précédent.

La relation linéaire définie dans la section 3.2.4 et illustrée dans la figure 3.11, nous permet alors de calculer le delta de longueur curviligne ($\Delta L C e_N$) du pas. On obtient alors la longueur curviligne du pas en ajoutant cette valeur à la valeur de $L C_{pas}$ du pas N-1 :

$$L C e_N = L C_{pasN-1} + \Delta L C e_N \quad (3.6)$$

Le lien entre $L C_{pas}$ et L_{pas} observé dans la section 3.2.4 (Figure 3.10) permet finalement de déterminer la valeur de la longueur du pas N.

L'analyse des données de captures de mouvements nous pousse à considérer deux méthodes pour le calcul de la largeur du pas (l_N) :

- à partir de la courbure de la trajectoire.
- à partir de l'accélération normale.

Le calcul de l'accélération normale se fait en passant par la relation 3.4 exposée dans la section 3.1.3. Puis le lien entre accélération normale et largeur de la section 3.2.5 et illustrée dans la figure 3.13 est enfin exploité afin de déterminer la largeur théorique du pas (l_N).

Finalement, après avoir défini la longueur (L_N) et la largeur (l_N) d'un pas, nous pouvons nous intéresser à l'estimation de la position de celui-ci. Pour cela, nous reprenons le modèle proposé par Huxham et collaborateurs [Huxham2006] que nous résolvons de manière géométrique. Dans un premier temps, un cercle de rayon $R = l_N$ et centré sur la position du pied en appui est tracé. Ensuite, la droite passant par la position initiale du pied en oscillation (A) et tangente au cercle est définie. Il existe ici deux solutions correspondant aux deux points de tangente au cercle :

- P1 : le point situé du même côté que le pied en oscillation (à gauche pour un pas en appui pied droit).
- P2 : le point situé du même opposé au pied en oscillation (à droite pour un pas en appui pied droit)

Le choix de l'un ou l'autre dépend du signe de la largeur estimée. Si celle-ci est positive P1 est choisi, P2 sinon. Enfin, la position de l'attaque de talon suivant correspond au point situé sur la droite passant par A et P (P1 ou P2) à une distance $D = L_N$ du point P (Figure 3.15).

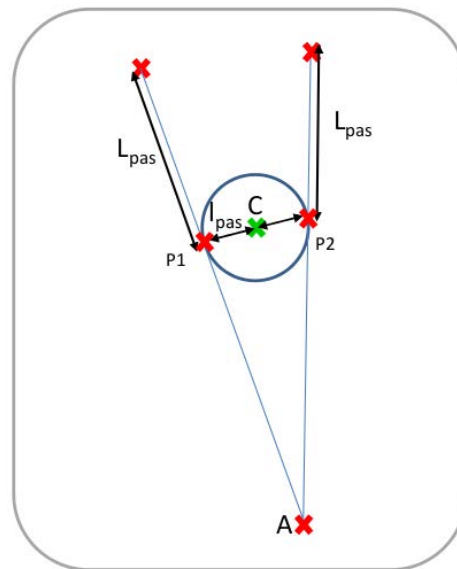


Figure 3.15 - Modélisation de la position d'une attaque de talon.

3.3.2 Résultats

3.3.2.1 Modélisation des longueurs de Pas.

Dans un premier temps nous nous intéressons à l'estimation de la durée d'un pas. L'erreur moyenne est de $0.0002s \pm 0.03$. En outre, sur les 6884 pas dont nous estimons la durée, 95% d'entre eux présentent une erreur comprise entre -0.06s et 0.06s, avec un coefficient de corrélation entre valeur réelle et valeur estimée de 0.95. Le tableau 3.8 détaille ces informations pour les pas en ligne droite et ceux en virage.

La modélisation de la vitesse du pas renvoie à une erreur moyenne de $0.01m.s^{-1} \pm 0.19$. 95% des erreurs sont comprises entre $-0.39m.s^{-1}$ et $0.37m.s^{-1}$, avec un coefficient de corrélation de 0.94 entre valeur réelle et valeur modélisée. Le tableau 3.9 détaille ces informations pour les pas en ligne droite et ceux en virage.

Concernant la courbure moyenne de la trajectoire au cours du pas (C_N), notre méthode conduit à une erreur moyenne de $-0.001m^{-1} \pm 0.02$, avec 95% des pas qui ont une erreur comprise entre $-0.04m^{-1}$ et $0.04m^{-1}$. Le coefficient de corrélation entre courbure réelle et courbure estimée est quant à lui de 0.94. En revanche, aucun lien ne semble exister entre l'erreur et la valeur de la courbure que ce soit pour les pas en ligne droite ($\rho = 0.02$) ou les pas en virage ($\rho =$

	Erreur moyenne	95% des pas compris entre	coefficient de corrélation réelle-estimée
ST	$-0.0012s \pm 0.03$	$-0.06/0.06s$	0.94
CT_d	$-0.0005s \pm 0.03$	$-0.06/0.06s$	0.95
CT_v	$0.0005s \pm 0.03$	$-0.06/0.06s$	0.94

Table 3.8 - Erreur sur la durée d'un pas.

	Erreur moyenne	95% des pas compris entre	coefficient de corrélation réelle-estimée
ST	$-0.02m.s^{-1} \pm 0.20$	$-0.38/0.42m.s^{-1}$	0.85
CT_d	$-0.00m.s^{-1} \pm 0.16$	$-0.32/0.32m.s^{-1}$	0.86
CT_v	$-0.02m.s^{-1} \pm 0.21$	$-0.44/0.41m.s^{-1}$	0.85

Table 3.9 - Erreur sur la vitesse du centre de masse

-0.04).

	Erreur moyenne	95% des pas compris entre	coefficient de corrélation réelle-estimée
ST	$0.0004m^{-1} \pm 0.00$	$-0.00/0.00m^{-1}$	1
CT_d	$0.0008m^{-1} \pm 0.01$	$-0.02/0.02m^{-1}$	1
CT_v	$-0.0007m^{-1} \pm 0.02$	$-0.04/0.04m^{-1}$	1

Table 3.10 - Erreur sur la courbure moyenne.

La longueur curviligne du pas LC_N présente quant à elle une erreur moyenne de l'ordre de $-0.09\%TS \pm 0.17$ (%TS = en ratio de la taille du sujet) et un intervalle comprenant 95% des pas situé entre $-4.09\%TS$ et $4.27\%TS$ d'erreur. Le coefficient de corrélation entre valeur réelle et valeur modélisée est de 0.98.

Enfin, la modélisation de la longueur des pas (L_N) aboutit à une erreur moyenne de $-0.18\%TS \pm 3$ et un intervalle comprenant 95% des pas situé entre $-3.18\%TS$ et $2.83\%TS$ d'erreur. Le coefficient de corrélation entre valeur réelle et valeur modélisée est de 0.98.

De plus, si l'on observe la répartition des erreurs par tranche de $5\%TS$ autour de zéro (Figure

	Erreur moyenne	95% des pas compris entre	coefficient de corrélacion réelle-estimée
ST	$0.09\%TS \pm 0.24$	$-0.39/0.57\%TS$	0.99
CT_d	$0.09\%TS \pm 1.07$	$-2.05/2.23\%TS$	0.99
CT_v	$0.10\%TS \pm 2.66$	$-5.22/5.42\%TS$	0.98

Table 3.11 - Erreur sur la longueur curviligne en ratio de la taille du sujet.

	Erreur moyenne	95% des pas compris entre	coefficient de corrélacion réelle-estimée
ST	$0.17\%TS \pm 1.57$	$-1.40/1.74\%TS$	0.98
CT_d	$0.20\%TS \pm 1.63$	$-1.40/1.83\%TS$	0.97
CT_v	$-0.47\%TS \pm 3.72$	$-4.20/3.25\%TS$	0.89

Table 3.12 - Erreur sur la longueur de pas.

3.16), on remarque que plus de 80% des pas modélisés présentent une erreur inférieure ou égale à $2,5\%TS$.

Enfin, Owings et collaborateurs [Owings2004b] proposent une estimation de la variabilité des paramètres spatio-temporels du pas chez des sujets valides en ligne droite et à vitesse de confort. Concernant la longueur, ils concluent à une valeur de l'ordre de $1.5\%TS \pm 0.9$. Si l'on s'intéresse à l'ensemble $[ST; CT_d]$ à vitesse de confort, notre modélisation des longueurs conduit à plus de 74% des pas dont l'erreur entre valeur réelle et valeur modélisée est inférieure à cette variabilité et 79% si l'on regarde uniquement les pas pour les trajectoires en ligne droite (ST).

3.3.2.2 Modélisation des largeurs de Pas.

Dans un premier temps nous nous intéressons à la largeur de pas modélisée à partir de la courbure moyenne de la trajectoire au cours du dit pas. La méthode utilisée conduit à une erreur moyenne de $0.07\%TS \pm 3.19$. Parmi l'ensemble de pas modélisés 95% d'entre eux sont compris dans un espace défini entre $-3.13\%TS$ et $3.26\%TS$. Le coefficient de corrélation entre valeurs réelles et valeurs modélisées est de 0.83.

La seconde méthodologie utilisée pour déterminer la largeur des pas nécessite de connaître l'accélération normale. Pour ce faire nous nous référons à la relation 3.4 (section 3.1.3) liant l'accélération normale à la vitesse et la courbure.

Les résultats pour la largeur de pas ainsi modélisée sont similaires à ceux obtenus par la courbure

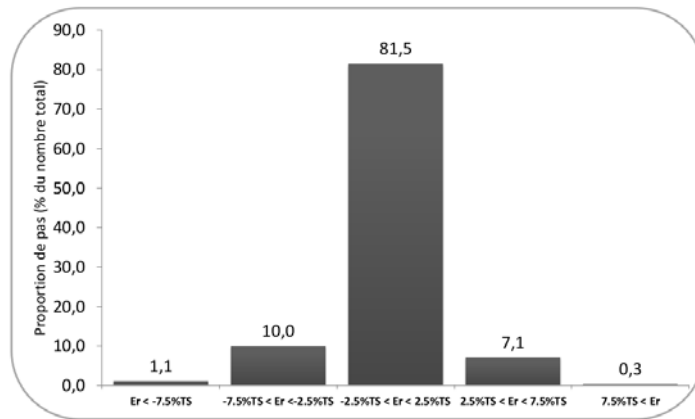


Figure 3.16 - Répartition des erreurs de modélisation de la longueur (en proportion du nombre total de pas modélisés).

	Erreur moyenne	95% des pas compris entre	coefficient de corrélacion réelle-estimée
ST	$0.11\%TS \pm 1.90$	$-1.79/2.01\%TS$	0.27
CT_d	$0.01\%TS \pm 2.48$	$-2.50/2.50\%TS$	0.04
CT_v	$-0.10\%TS \pm 3.70$	$-3.60/3.80\%TS$	0.87

Table 3.13 - Erreur sur la largeur du pas(par la courbure moyenne de la trajectoire).

de la trajectoire. En effet, l'erreur moyenne est de $0.16\%TS \pm 3.27$. Avec un espace comprenant 95% des erreurs défini entre $-3.12\%TS$ et $3.43\%TS$. Le coefficient de corrélation entre valeurs réelles et valeurs modélisées est de 0.85.

	Erreur moyenne	95% des pas compris entre	coefficient de corrélation réelle-estimée
ST	$-0.14\%TS \pm 2.16$	$-2.29/2.02\%TS$	0.22
CT_d	$0.12\%TS \pm 2.01$	$-1.90/2.13\%TS$	0.01
CT_v	$0.22\%TS \pm 3.91$	$-3.70/4.13\%TS$	0.88

Table 3.14 - Erreur sur la largeur du pas (Par l'accélération normale).

La répartition des erreurs par tranche de $5\%TS$, telle que proposée pour les longueurs, montre que dans le cas de la largeur du pas la dispersion est plus importante. Que ce soit en passant par la courbure ou par l'accélération normale, la proportion de pas dont l'erreur est inférieure à $2.5\%TS$ atteint 64%.

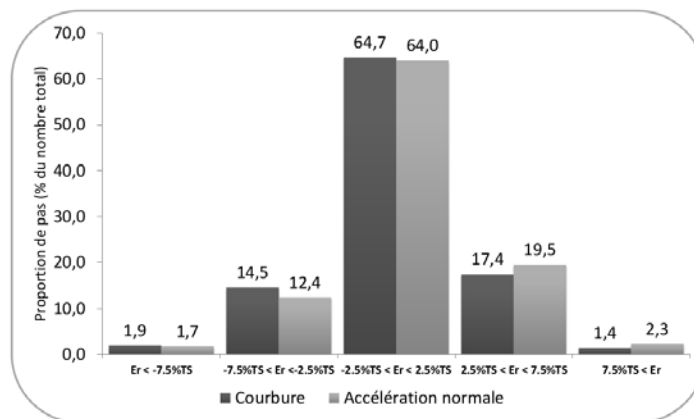


Figure 3.17 - Répartition des erreurs de modélisation de la largeur (en proportion du nombre total de pas modélisés).

Dans le cas de la largeur de pas, Owings et collaborateurs [Owings2004b] n'expriment plus la variabilité en ratio de la taille du sujet mais en valeur réelle ($2.1cm \pm 0.6$). Dans ce travail, 49% des pas modélisés par la courbure et 46.5% des pas modélisés par l'accélération normale ont une erreur inférieure ou égale à cette variabilité pour la catégorie ST et quelque soit la méthode de modélisation.

3.3.2.3 Modélisation des positions.

Nous nous intéressons ici aux positions des attaques de talons produites par la méthodologie dans son intégralité. Les erreurs seront ici présentées en valeur absolue. Ainsi, nous nous basons

sur la distance euclidienne entre la position réelle et la position modélisée. De la même manière que pour les largeurs, nous effectuons la modélisation en passant par la courbure moyenne et en passant par l'accélération normale (tableau 3.15).

Ainsi, la production d'empreintes de pas amène à une erreur moyenne de $9.6\text{cm} \pm 8.6$ si l'on utilise la courbure, $9.6\text{cm} \pm 8.8$ si le calcul est effectué avec l'accélération normale. En outre, l'analyse statistique ne montre aucune différence entre les erreurs générées par les deux méthodologies. La figure 3.18 représente la répartition de ces erreurs par tranches de 5cm.

	ST	CT_d	CT_v
Courbure	$5.92\text{cm} \pm 4.19$	$5.76\text{cm} \pm 4.72$	$8.67\text{cm} \pm 8.56$
Accélération	$5.93\text{cm} \pm 4.19$	$5.05\text{cm} \pm 4.11$	$9.65\text{cm} \pm 8.88$

Table 3.15 - Distance entre positions modélisées et positions réelles.

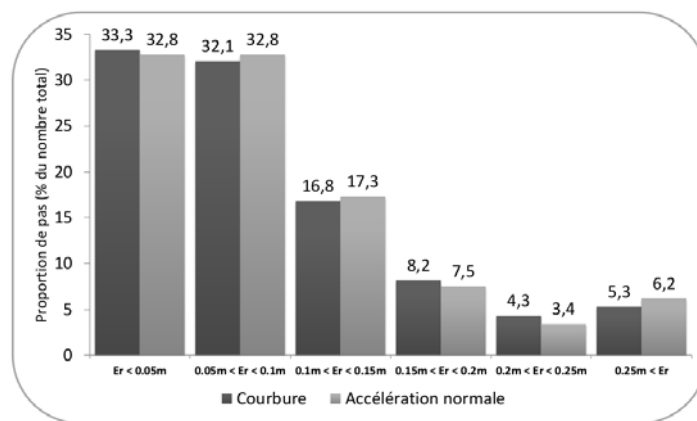


Figure 3.18 - Répartition des erreurs de modélisation des positions.

De façon à évaluer l'importance de la base de données sur l'estimation des coefficients des différentes régressions employées pour modéliser les pas ainsi que la reproductibilité de notre méthode, nous utilisons la méthode dite du *Leave K Out* proposée par Sorel [Sorel2012]. Celle-ci consiste à ne conserver que K sujets parmi les N de la base de données pour définir les coefficients et de valider la modélisation avec les N-K sujets restants. Celle-ci présente l'avantage d'effectuer la modélisation avec des sujets différents de ceux qui ont servi à définir les différentes régressions. Nous appliquons cette méthodologie à 28 reprises. La liste de base permettant de définir les sujets servant à l'apprentissage et ceux destinés à la modélisation est tirée au sort (fonction *randperm* de Matlab). Ensuite, à chaque reprise le premier nom est placé en fin de liste, ce qui nous assure que chaque sujet est bien au moins une fois pris en compte uniquement pour l'apprentissage.

Notre première attention se porte sur la répartition par tranches d'erreurs. Deux éléments émergent de cette représentation (figure 3.19). Tout d'abord, quelque soit la méthode utilisée, les analyses statistiques ne démontrent de différence significative que pour la tranche d'erreurs inférieures à 5cm et uniquement entre L1Out et L2Out ($p < 0.01$). Ensuite, pour les trois premières tranches, qui représentent près de 80% des 1 million 600 mille pas modélisés

pour cette analyse, pour un même K du Leave K Out, il n'y a jamais de différence significative entre les deux méthodes (courbure ou accélération normale).

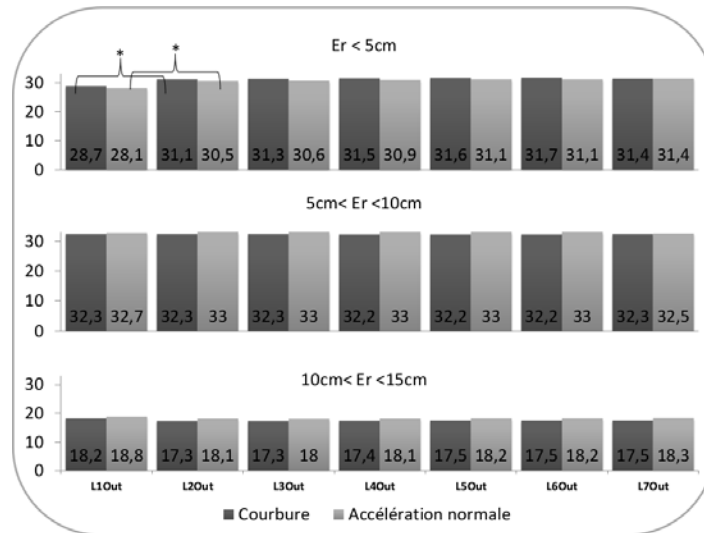


Figure 3.19 - Résultats pour les différents k du LKOut pour les trois premières tranches d'erreur.

Finalement, si l'on s'intéresse à la moyenne des 28 erreurs moyennes pour chaque LKOut, on peut remarquer qu'elle diminue fortement entre L1Out et L2Out. Ceci semble par ailleurs confirmé par les analyses statistiques qui concluent à une différence significative ($p < 0.01$) pour les deux méthodes de modélisation. Les comparaisons L2Out-L3Out et L3Out-L4Out montrent également des différences significatives ($p < 0.05$).

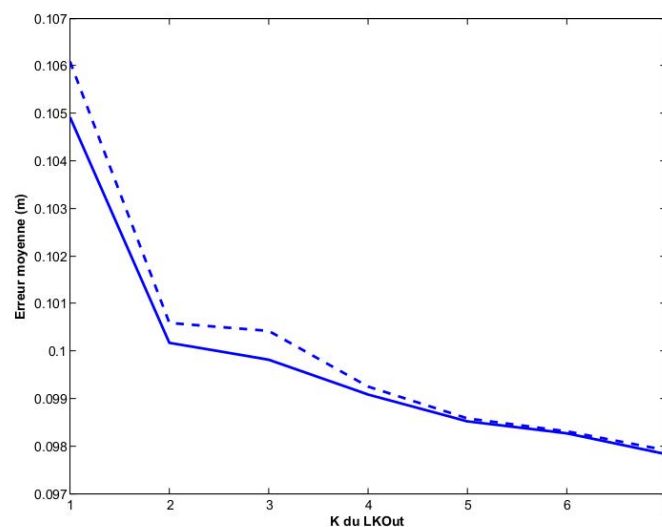


Figure 3.20 - Erreur moyenne en fonction du nombre de sujets pris pour l'apprentissage des paramètres.

3.4 Discussion

Dans cette étude nous avons cherché à mettre en évidence des relations permettant de modéliser les paramètres spatio-temporels du pas. L'objectif était de déterminer un espace atteignable par le pied en oscillation (sans considérer les possibilités articulaires du sujet) en tenant compte des événements passés ainsi que de la trajectoire à parcourir. Le protocole expérimental que nous avons mis en place avait pour but de recueillir une grande quantité de pas dans des conditions maîtrisées. Notre première analyse a donc consisté à nous assurer de la concordance de nos données avec nos besoins ainsi qu'avec la littérature.

En particulier, ce travail est directement dépendant des générateurs de trajectoires locomotrices tel que celui proposé par Arechavaleta et collaborateurs [Arechavaleta2006b]. Un pré-requis à la poursuite de celui-ci résidait donc dans la reproductibilité des trajectoires générées par les sujets au cours de l'expérimentation. La section 3.2.1 de cette étude montre que, malgré leurs différences morphologiques, les sujets ont été capables, sans en avoir été contraints, d'élaborer des chemins similaires à partir de 4 points de passage. Quelque soit la trajectoire observée, l'erreur rms moyenne ne dépasse jamais 10cm (tableau 3.16). Sur ce point nos données semblent en accord avec la littérature [Hicheur2007]. La trajectoire exclue présente quant à elle une erreur rms moyenne de 1.3m, ceci tend à nous conforter dans notre choix de l'écarter.

	RMSE
<i>a</i>	$0.02m \pm 0.01$
<i>b</i>	$0.05m \pm 0.03$
<i>c</i>	$0.10m \pm 0.06$
<i>d</i>	$0.05m \pm 0.01$
<i>e</i>	$0.05m \pm 0.02$
<i>f</i>	$0.05m \pm 0.02$
<i>g</i>	$0.03m \pm 0.02$
<i>h</i>	$0.04m \pm 0.02$
<i>i</i>	$0.07m \pm 0.05$
<i>j</i>	$0.05m \pm 0.03$
<i>k</i>	$0.04m \pm 0.02$
<i>l</i>	$1.39m \pm 1.03$
<i>z</i>	$0.06m \pm 0.05$

Table 3.16 - Erreur RMS moyenne pour chaque trajectoire. *l* correspond à la trajectoire exclue, *z* aux lignes droites.

Par ailleurs, nous nous intéressons à la marche dite *saine* ou *normale*. Celle-ci est notamment associée à des comportements en vitesse caractéristiques [van Emmerik1996, Cavagna1986]. En premier lieu, l'analyse des vitesses et longueurs nous montre que celles-ci sont bien liées. Les coefficients de corrélation, quelque soit la catégorie de pas considérée (*ST*, *CT_d*, *CT_v*), sont

supérieurs à 0.90 alors que les coefficients de détermination des modèles polynomiaux (degré 2) s'approchent également de cette valeur. Ajoutons que si l'on calcule une vitesse de déplacement théorique à partir de la relation $V_{pas} = L_{pas} \times F_{pas}$ (figure 3.21), le coefficient de détermination d'une régression entre valeur théorique et valeur réelle est de 0.98 et le coefficient de corrélation de 0.99.

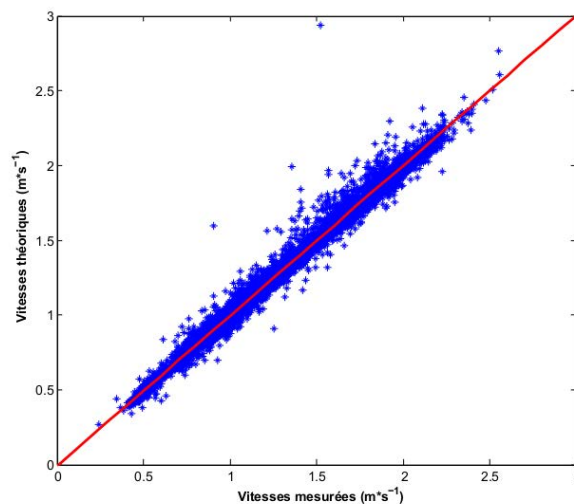


Figure 3.21 - Vitesse théorique (obtenue par la relation $V_{pas} = L_{pas} \times F_{pas}$) en fonction de la vitesse mesurée.

Enfin, l'analyse des vitesses de déplacement nous conduit à deux remarques. D'une part, les vitesses moyennes mesurées sont bien croissantes (vitesse lente (normale) 30% inférieure à vitesse normale (rapide)) et statistiquement différentes entre deux conditions de vitesses. D'autre part, les coefficients de variations inter-individuels sont similaires entre trajectoires en ligne droite et trajectoires comprenant un virage. Ces deux observations nous amènent à la conclusion que les sujets ont été en mesure de produire des vitesses de marche en adéquation avec l'instruction orale et qu'ils ont adopté un comportement identique face à un changement de direction. Signalons malgré tout que les coefficients de variations intra-individuels (tableau 3.17) mettent en évidence une certaine difficulté pour le sujet S1 à produire des vitesses homogènes pour une même instruction à vitesse lente.

Nous avons ensuite cherché à discriminer les pas en virage des pas en ligne droite. L'objectif d'une telle distinction était de pouvoir évaluer les différences entre les deux catégories. En effet, la majorité des études concernant les paramètres spatio-temporels du pas (ou de la foulée) s'intéressent à un type de trajectoire et non pas à un type de pas. Peu d'informations sur les dissemblances entre virage et ligne droite sont donc disponibles et quand elles le sont on ne sait pas si elles sont discrètes ou bien si il existe une continuité en fonction de l'amplitude des virages effectués. Pour nous acquitter de cette tâche, nous avons employé une méthode automatique mise au point au laboratoire par Anne-Hélène Olivier [Olivier2008a]. Celle-ci définit un espace de confiance, paramétré par deux courbes exponentielles, dans lequel sont compris 95% des pas en ligne droite. Ainsi, la proportion de pas détectés comme des pas en virage pour la catégorie *ST* devrait être inférieure ou égale à 5%, or notre étude fournit un résultat de 7.9%. Ceci peut paraître surprenant, cependant un certain nombre de facteurs permettent

	Vitesse lente	Vitesse normale	Vitesse rapide
<i>S1</i>	20.5%	8.9%	11.9%
<i>S2</i>	9.9%	11%	9.2%
<i>S3</i>	8.2%	9.2%	10.9%
<i>S4</i>	10%	10.5%	10.3%
<i>S5</i>	13%	8.3%	10.4%
<i>S6</i>	6%	6.7%	6.6%
<i>S7</i>	6.7%	6.6%	11.8%
<i>S8</i>	7.4%	6.1%	6.6%
<i>Moyenne</i>	9.1%	7.5%	8.6%

Table 3.17 - Coefficient de variation intra-individuels de la vitesse

d'expliquer cette divergence. En premier lieu les protocoles expérimentaux des deux études sont différents sur plusieurs points. Les trajectoires à suivre n'ont pas été matérialisées dans notre travail, or Souman et collaborateurs [Souman2009] montrent que sans repères visuels un individu ne respecte pas strictement une ligne droite. Ensuite, pour nous assurer que les sujets aient une orientation identique et une vitesse stabilisée à l'entrée du volume de capture nous avons imposé une trajectoire rectiligne sur les 6 premiers mètres, cet élément n'est pas présent dans l'étude de référence. Si l'on compare les données de référence aux nôtres (tableau 3.18) on remarque que dans les deux conditions de vitesse où la proportion de faux positifs est supérieure aux 5% attendus, nos vitesses de déplacements sont significativement supérieures à celles de références ($p < 0.05$ rapides et $p < 0.01$ lentes). Les courbures moyennes sont quant à elles également différentes pour la condition lente, néanmoins la valeur du p (0.046) est très proche du seuil limite. La condition rapide ne présente pour sa part aucune différence en termes de courbure.

	Vitesse lente	Vitesse normale	Vitesse rapide
Vitesses de références	$0.83m.s^{-1} \pm 0.15$	$1.26m.s^{-1} \pm 0.18$	$1.80m.s^{-1} \pm 0.19$
Vitesses de ce travail	$0.90m.s^{-1} \pm 0.18$	$1.27m.s^{-1} \pm 0.16$	$1.84m.s^{-1} \pm 0.23$
Courbures de références	$0.32m^{-1} \pm 0.15$	$0.16m^{-1} \pm 0.07$	$0.08m^{-1} \pm 0.04$
Courbures de ce travail	$0.34m^{-1} \pm 0.27$	$0.16m^{-1} \pm 0.07$	$0.08m^{-1} \pm 0.05$

Table 3.18 - Vitesses et courbures moyennes par pas pour chaque instruction de vitesse.

Pour finir, deux autres éléments participent probablement à l'augmentation de la proportion de faux positifs. Tout d'abord la taille des échantillons est nettement différente puisque notre base de données en ligne droite est constituée de 558 pas contre 1474 dans l'étude de référence (figure 3.22). Ensuite, Olivier valide son espace de confiance à l'aide des données qui lui ont permis de le définir tandis que nous nous basons sur ses résultats.

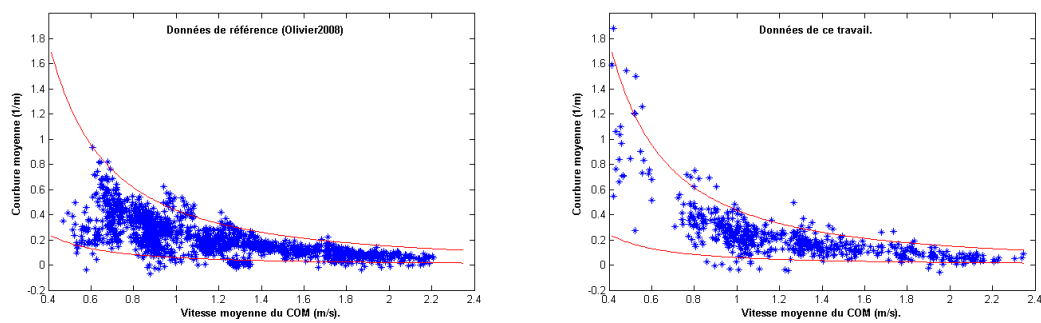


Figure 3.22 - Représentation dans l'espace courbure-vitesse des pas en ligne droite pour les données de référence (à gauche) et les données utilisées dans ce travail de thèse (à droite).

Ainsi, bien que la question de savoir si les pas détectés comme des pas en virage sont des faux positifs ou bien réellement des pas en virage se pose, tous ces éléments nous autorisent à penser que l'utilisation de cette méthodologie n'est pas à exclure.

A l'issue des analyses biomécaniques des captures de mouvements, nous ne pouvons distinguer de discontinuité entre les comportements en lignes droites et les comportements en trajectoires courbes. En effet, les différentes régressions proposées dans les section 3.2.4 et 3.2.5 montrent que les pas en lignes droites sont concentrés autour de certaines valeurs et ces valeurs sont dans l'espace défini par les pas en virage. Cette observation nous conforte dans l'idée que la méthodologie proposée par Huxham et collaborateurs pour calculer les paramètres spatiaux des pas en virages convient également aux pas en lignes droites. Ce constat nous a alors permis de nous baser sur la méthode en question afin de modéliser les paramètres du pas à venir.

Ainsi, nous avons été amenés à modéliser un certain nombre de paramètres. Dans un premier temps nous nous sommes intéressés à la durée des pas. Celle-ci semble être un point de départ fiable, rappelons que notre objectif est de pouvoir modéliser un pas à l'aide des informations extraites lors du pas précédent. Or, [Kito2006] montre qu'il s'agit du paramètre le plus reproductible. Par ailleurs, les valeurs d'erreurs moyennes faibles exposées dans la section 3.3.2.1 montrent que la méthode utilisée surestime autant qu'elle ne sous-estime. Ceci semble d'ailleurs confirmé par un test de Student qui renvoi à l'impossibilité d'exclure la normalité de l'erreur. Enfin, si l'on exprime cette erreur en ratio de la valeur réelle, 95% des pas dont nous avons modélisé la durée sont compris dans un espace défini par les bornes -9.7% et 9.7%.

Nous modélisons ensuite la vitesse à partir de la durée calculée et de la relation vérifiée dans la section 3.2.2 (figure 3.8). Bien que celle-ci montre les coefficients de détermination et de corrélation les plus faibles, le calcul de la vitesse a pour seul objectif de définir la distance parcourue sur la trajectoire afin de pouvoir déterminer la courbure moyenne de celle-ci au cours du pas ainsi que que l'accélération normale moyenne du centre de masse. Nos analyses indiquent que 95% des pas modélisés ont une erreur comprise dans l'intervalle $-0.4m.s^{-1}/0.4m.s^{-1}$. A vitesse lente, là où la durée est la plus importante (0.66s en moyenne dans cette étude), cela représente 26cm d'erreur sur la distance parcourue. Si l'on modélise de nouveau la courbure en ajoutant 26cm à toutes les distances parcourues, on obtient une différence moyenne entre ces nouvelles valeurs et les valeurs présentées dans la section résultats d'environ 10% (en valeur absolue). Par ailleurs, les résultats obtenus sur la modélisation de la courbure, notamment les coefficients de corrélation entre valeur réelle et valeur modélisée, montrent que l'impact de l'erreur de la vitesse reste très faible. Si l'on regarde la moyenne des erreurs en valeur absolue (calculée par $100 * \text{mean}(\text{abs}(Er))/\text{mean}(\text{abs}(C))$) celle-ci reste inférieure à 4%. De même,

l'impact sur la modélisation de l'accélération normale est également peu important (figure 3.23). En effet, le coefficient de corrélation entre valeur réelle et valeur modélisée est de 0.90 et le coefficient de corrélation entre erreur sur la vitesse et erreur sur l'accélération normale de 0.09 ($p < 0.01$).

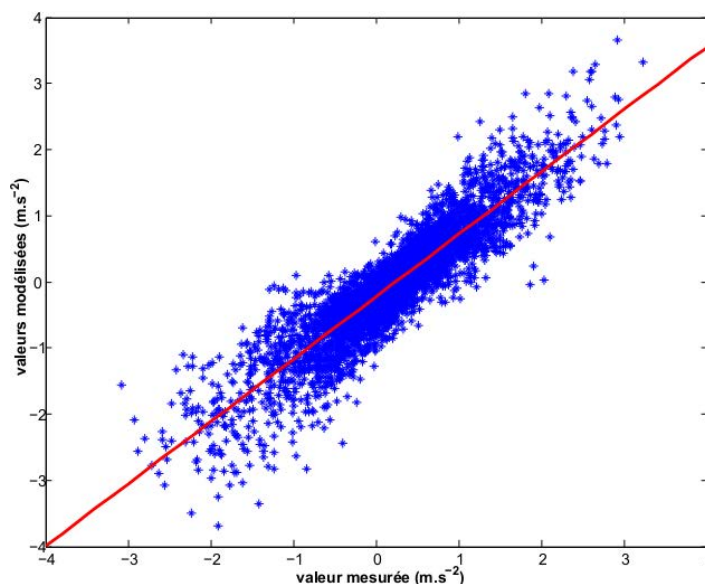


Figure 3.23 - Comparaison des valeurs réelles (axe x) d'accélération normale avec les valeur modélisées (axe y).

En dépit des différentes critiques que nous avons pu formuler précédemment, les erreurs générées suite à la modélisation de longueurs de pas ne semblent pas en lien avec les erreurs relatives à la vitesse ou à la courbure. Le coefficient de corrélation inter-erreur est dans les deux cas inférieur à 0.1 ($p < 0.05$). N'oublions pas que l'objectif est de déterminer un espace atteignable par le pied en oscillation, nous n'avons pas cherché ici à retrouver précisément la longueur du pas analysé mais une approximation. En cela, l'intervalle contenant 95% des pas modélisés (entre -3.2%TS et 2.8 %TS) nous indique que la majeure partie des pas sont concentrés autour d'une valeur faible. Si l'on exprime cette erreur en valeur absolue, on obtient 95% des pas qui ont une erreur inférieure à 4.9%TS avec une erreur moyenne de 1.6%TS (± 2.5). La répartition des erreurs de modélisation de la largeur (quelque soit la méthode) dénote une plus grande variabilité que la longueur. Ce qui est en accord avec les observations faites par Gabell et collaborateurs [Gabell1984] attestant d'un coefficient de variation plus important pour la largeur (presque 20%) que pour la longueur (5.4%). Dans le cas d'une modélisation par la courbure, l'erreur ne semble pas être dépendante de la courbure elle-même ($\rho = 0.08$ $p < 0.01$) cependant la trajectoire que nous avons prévue afin de tester la robustesse du modèle avait également pour objectif d'augmenter la gamme de courbure de la base de données. Il est alors possible de se demander si l'ajout de courbure plus importante aurait pour effet d'augmenter la précision du modèle ou inversement.

Nous avons ensuite confronté nos résultats à la variabilité proposée par Owings et collaborateurs [Owings2004b]. Nos analyses nous montrent que, dans les conditions qui se rapprochent le plus du protocole expérimental de leur étude (catégorie ST à vitesse de confort), 79.7% des longueurs modélisées présentent une erreur inférieure à la valeur qu'ils indiquent (1.5%TS). De surcroît, la moyenne des erreurs exprimées en valeur absolue (1.6%TS) se rapproche fortement de cette

valeur. Dans le cas de la largeur nous obtenons 49% des pas modélisées par la méthode utilisant la courbure et 46.5% des pas calculés par l'accélération normale dont l'erreur est inférieure aux 2.1cm estimés par Owings. Malgré tout, il est important de prendre des précaution quant à l'interprétation de ces informations. Dans leur analyse, la variabilité du pas est ramenée à la déviation standard du paramètre pris en compte (longueur ou largeur). Ainsi, chacun de leurs sujets possède sa propre variabilité, les valeurs qu'ils mettent en avant sont alors les moyennes inter sujets. Or, Paterson et collaborateurs [Paterson2009] comparent la variabilité des paramètres spatio-temporels entre différents protocoles expérimentaux (marche continue, essais individuels,...). Bien que la largeur du pas ne soit pas analysée ils en concluent que la tâche demandée au sujet a un impact sur ces variabilités. Nos conditions expérimentales étant manifestement différentes (ambiance sombre pour le vidéo projecteur, marche sur sol, point de passage à détecter,...) nous nous sommes intéressé à définir les variabilités inhérentes à notre méthodologie. Il en ressort que pour la longueur nous obtenons une valeur sensiblement inférieure ($1.3\%TS \pm 0.5$) qui ramène la proportion de pas modélisés dont l'erreur est inférieure à la variabilité à 78.4% pour la catégorie ST. Au contraire, si l'on considère les pas de la catégorie CT_d dans le calcul de la variabilité, celle ci s'élève à $2.1\%TS \pm 0.5$ et la proportion de pas dont l'erreur est inférieure à cette valeur pour le même ensemble ($[ST; CT_d]$) passe à 89.8%. Cette augmentation de la valeur de la variabilité peut s'expliquer par le fait qu'un certain nombre de pas de la catégorie CT_d précédent des pas en virage, il n'est donc pas possible d'exclure de probables ajustements effectués en prévision du changement de direction. Concernant la largeur, nous obtenons une valeur de la variabilité de 2.5cm quelque soit l'ensemble considéré, les proportions de pas modélisés par la courbure dont l'erreur est inférieure à cette valeur sont ainsi de 54.2% pour la catégorie ST et 51.7% pour l'ensemble $[ST; CT_d]$. Dans le cas d'une modélisation l'on arrive à 53.6% pour la catégorie ST et 55.8% pour l'ensemble $[ST; CT_d]$.

La modélisation des positions des attaques de talon dépend fortement des modélisations des longueurs et des largeurs de pas. En particulier, nos observations précédentes semblent indiquer que l'erreur est principalement due à la modélisation de la largeur. D'une part, nous avons pu montrer que l'erreur de modélisation présente une dispersion plus importante que la longueur. D'autre part, pour des largeurs proches de 0, il n'est pas impossible que la modélisation prenne une valeur négative plutôt que positive (ou inversement). Ce type de divergence résulterait alors en une erreur de position relativement importante. Malgré cela, si on regarde l'erreur de position exprimée en ratio de la taille du sujet (%TS), on obtient une erreur moyenne de 9%TS. En outre, Drillis et Contini [Drillis1966] repris par Winter [Winter1990] estiment que la taille d'un pied est de l'ordre de 15%TS. Dans ce travail, 95.4% des pas modélisés ont une erreur de position inférieure à cette valeur.

Enfin, nous avons confronté notre méthodologie à l'échantillonnage *Leave K out* afin d'évaluer sa généralité. L'intérêt d'une telle méthode est de pouvoir effectuer la modélisation pour un sujet qui n'est pas présent dans la base de données et ainsi évaluer la capacité du modèle à prendre en compte des individus dont il ne connaît absolument rien des paramètres spatio-temporels. Nos résultats montrent alors que la proportion de pas contenue dans la première tranche d'erreur ($Er < 5cm$) évolue significativement entre L1Out et L2Out puis se stabilise. Cette observation n'est plus vérifiée pour les tranches d'erreurs supérieures. Ceci laisse penser qu'un nombre important de sujets ne fera pas évoluer les résultats de manière probante. Malgré tout, il semble que le modèle soit plus performant si la base de données est constituée de plus de 1 sujet. Cette interprétation semble, par ailleurs, étayée par la diminution brutale et significativement différente ($p < 0.01$) de l'erreur moyenne entre L1Out et L2Out. Bien que des différences significatives se retrouvent également entre L2Out-L3Out et L3Out-L4Out la différence de moyenne entre deux catégories reste sensiblement faible puisqu'elle est inférieure au millimètre dans tous les cas.

A l'issue de ces analyses, nous avons pu montrer que l'objectif principal de cette étude semble être atteint. Bien qu'un certain nombre d'erreurs aient été mises en évidence, nous avons pu déterminer un espace atteignable par le pied en oscillation en prenant en compte uniquement des paramètres mesurables (ou calculables à partir de mesures en temps réel). Si l'on ramène l'erreur de position à une valeur relative à la taille du sujet on obtient une très grande majorité de pas dont l'erreur de modélisation est inférieure à la taille d'un pied.

Malgré tout, plusieurs questions émergent. Dans un premier temps, nous proposons ici un modèle déterministe. En effet, les résultats seront strictement identiques si l'on répète plusieurs fois la modélisation du même pas dans les mêmes conditions. Cependant, que deviendraient-ils si l'on tentait de modéliser un pas non plus à partir des informations mesurées sur le pas précédent mais à partir des informations modélisées pour ce même pas ? Il est probable que le modèle finisse par dévier radicalement à partir d'un certain point.

Ensuite, ce type de travaux amènent à une question récurrente mais néanmoins pertinente : que deviennent les résultats si l'on augmente la taille de la base de données ? La répartition en *Leave K Out* semble nous indiquer que l'évolution de l'erreur reste faible à partir de deux sujets mais n'en demeure pas moins existante. Il est donc envisageable qu'un nombre de sujets bien plus important ait une répercussion non négligeable.

Enfin, de part le manque de diversité dans les courbures de trajectoires que notre protocole expérimental a pu générer, il nous est impossible d'évaluer les limites et conditions d'utilisation de ce travail. Il serait pourtant profitable de pouvoir connaître la gamme de trajectoires à laquelle peuvent s'appliquer nos résultats.

Chapitre 4

De la pose des pieds aux mouvements des jambes.

4.1 Introduction

Dans cette dernière partie, nous allons nous attacher à compléter la boucle d'analyse de la locomotion humaine. En effet, nous avons consacré notre première étude à l'analyse de trajectoires locomotrices (niveau global) puis nous avons proposé un modèle de génération de pose de pieds. La dernière étape consiste alors à simuler les mouvements articulaires des membres inférieurs effectués lors de la marche en fournissant à l'algorithme les positions des attaques de talons (niveau local). En outre, ce travail a fait l'objet d'une application dans le domaine clinique dans le cadre du projet *Modélisation Cinématique de l'effet d'une Orthèse sur la Marche* (MoCOM) en partenariat avec le service de Médecine physique et de réadaptation - rééducation du CHU de Brest.

Nous avons présenté dans la seconde partie de la revue de littérature, différents modèles et méthodes utilisés pour la simulation du mouvement. Il ne s'agit pas d'une liste exhaustive des possibilités en matière de simulation, néanmoins nous avons abordé les plus classiquement employés dans l'analyse du mouvement : la cinématique et la dynamique. La cinématique ne s'intéresse qu'aux mouvements segmentaires de la chaîne cinématique tandis que les modèles dynamiques considèrent également les forces et moments articulaires (les causes du mouvement). Toutefois, c'est au prix soit d'hypothèses simplificatrices très fortes soit d'une complexité de mise en œuvre. La cinématique en revanche est plus abordable en termes mathématiques et cela se traduit par une vitesse de calcul plus élevée. En outre, la cinématique inverse a déjà fait ses preuves dans la simulation de la locomotion humaine [Nicolas2007, Fusco2008a]. Ces auteurs, en s'appuyant sur la méthode de linéarisation locale appliquée à un squelette (figure 1.19) composé d'une chaîne cinématique indépendante pour chaque jambe, montrent qu'il est même possible de simuler la marche hémiplegique ou une marche probable d'un hominidé fossile.

Leurs méthodologies dénotent cependant quelques problèmes dont la résolution constitue les principaux objectifs de ce travail. Dans un premier temps, la représentation cinématique du squelette qu'ils ont manipulé ne contient pas de segment représentant le pied. En tant que lien physique entre l'environnement (le sol) et le piéton, il nous semble important d'ajouter cette caractéristique dans notre travail. De plus, dans un cadre clinique nous devons être en mesure de modéliser des contraintes mécaniques externes telles que la présence d'une orthèse. Le premier objectif consistera donc à modéliser le pied et la cheville puis à les intégrer au squelette et à son fonctionnement. Ensuite, l'hypothèse d'indépendance des deux chaînes cinématiques (une pour chaque jambe) nous paraît fortement restrictive. En effet, la translation vers l'avant du bassin est due aux rotations des articulations de la jambe en appui, et la jambe en oscillation doit tenir compte de ces déplacements dans son organisation segmentaire. En conséquence, la deuxième orientation que nous prendrons ici sera de considérer les deux jambes comme une seule chaîne cinématique. Enfin, la tâche principale affectée au simulateur consistait à reproduire une poulaine donnée en argument. Il s'agit là d'une limite relativement forte puisqu'elle implique d'avoir effectué des captures de mouvements au préalable afin d'avoir accès aux informations. Dès lors, notre dernier objectif sera de proposer un modèle dont la tâche principale sera exprimée en terme de position finale du mouvement et non plus en une succession de positions intermédiaires. En définitive, notre intention générale est de fournir un simulateur pour lequel la morphologie du sujet, sa posture initiale et la position du prochain contact au sol sont les seules entrées.

4.2 Modélisation de la marche.

Le modèle que nous proposons dans cette étude est basé sur la méthode de linéarisation locale qui nous semble la plus appropriée au vu de nos objectifs. Cependant, une critique majeure peut être émise à son encontre. En effet, il s'agit en fait d'un problème de géométrie inverse qui est résolu de manière itérative. Et chaque posture composant le mouvement est obtenu par une boucle d'itérations complète, qui implique notamment de fournir la poulaine en entrée. De manière à nous approcher un peu plus d'une cinématique inverse à proprement parler, nous considérons une boucle d'itérations comme étant un mouvement (soit un pas). Le temps s'écoulant entre le calcul de chaque itération (donc posture) n'est alors pas en lien avec le temps qu'il faudrait pour réaliser cette partie du mouvement.

L'implémentation du simulateur a été effectuée dans le langage de programmation *Python* avec l'utilisation de la librairie *Blender*. L'intérêt de cette dernière réside dans le fait qu'il s'agit en partie d'un logiciel d'animation, de ce fait il comprend d'ores et déjà les outils nécessaires à la création d'un squelette et à la gestion de ses propriétés (telles que les butées articulaires).

4.2.1 Définition du squelette

La hiérarchie usuellement employée pour la représentation du mouvement (que ce soit en animation, en robotique ou pour l'étude de celui-ci) a pour origine le bassin. Ce qui a pour conséquence de diviser le squelette du membre inférieur en deux chaînes cinématiques distinctes et implique une résolution indépendante pour chacune du problème de géométrie inverse. Or, ne serait-ce

que part le contrôle de l'équilibre, nous estimons que leurs mouvements respectifs sont fortement liés. Pour pouvoir effectivement créer un lien entre les mouvements de la jambe gauche et ceux dans la jambe droite, il est alors nécessaire de n'avoir qu'une chaîne cinématique partant du pied en appuis (qui devient donc la racine du squelette) pour se terminer au niveau du pied en oscillation (l'effecteur). Cette schématisation du membre inférieur est par ailleurs en accord avec l'analogie du pendule inverse faite par Cavagna [Cavagna1966]. En outre, cette représentation présente l'avantage non négligeable de réduire le nombre de degrés de liberté (ddl). En effet, dans la représentation classique, pour que le squelette puisse effectuer une progression vers l'avant, son origine (le bassin) doit posséder les degrés de liberté en translation. Dans la représentation que nous proposons le pied en appui n'est pas autorisé à bouger, les 3 ddl en translation sont donc supprimés.

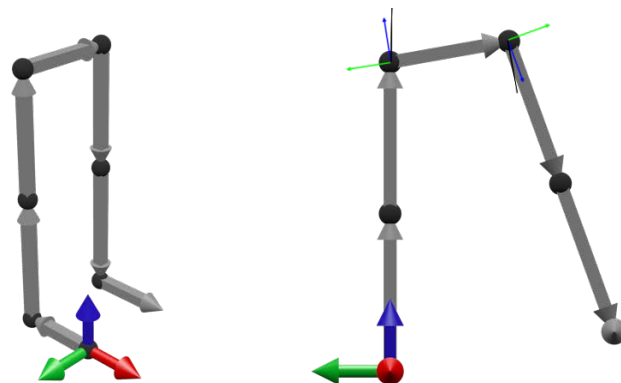


Figure 4.1 - Représentation graphique du squelette numérique. À droite en position de repos. À gauche, une abduction/adduction de la hanche droite, entraîne la rotation inverse au niveau de la hanche gauche (et inversement) [Kapandji1985].

Cette structure hiérarchique implique par ailleurs d'être réversible. À chaque changement de pied d'appui, l'on doit être en mesure de déplacer la racine au niveau du pied opposé et donc déterminer les rotations locales inverses pour chaque articulation. Pour cette raison, la question d'utiliser une représentation des angles articulaires sous la forme de quaternions s'est posée (il suffirait alors d'inverser le sens du vecteur représentant l'axe de rotation). Néanmoins, l'essentiel des informations contenues dans la littérature quant aux amplitudes articulaires ainsi que la définitions des butées articulaires sont exprimées à l'aide des angles d'Euler. Dans un souci de simplification des comparaisons à venir c'est ce système qui sera utilisé pour représenter les rotations articulaires.

Ainsi, le repère d'origine est placé au niveau du pied en appuis. L'axe \vec{x} correspond à l'axe antéro-postérieur, l'axe \vec{y} au médio-latéral et l'axe \vec{z} coïncide avec l'axe vertical. Au niveau articulaire, une rotation autour de l'axe \vec{x} local correspond à une adduction/abduction, on effectue une flexion/extension autour de l'axe \vec{y} local et une rotation interne/externe autour de l'axe \vec{z} . La séquence de rotation utilisée (xyz) est en accord avec les recommandations de l'ISB qui préconisent l'utilisation de la séquence zxy dans un repère orthonormé direct dont l'axe vertical est l'axe \vec{y} , tandis que dans notre cas l'axe vertical est l'axe \vec{z} .

Du point de vue fonctionnel, Kapandji [Kapandji1985] remarque qu'une abduction/adduction de la hanche droite implique automatiquement la rotation inverse au niveau de la hanche gauche

et réciproquement. Cette caractéristique est en adéquation avec notre volonté de lier les deux chaînes cinématiques que sont les jambes et est ajoutée aux propriétés du squelette (figure 4.1). Les valeurs des butées articulaires que nous utilisons dans ce travail sont également extraites de cette ouvrage (figure 4.2)

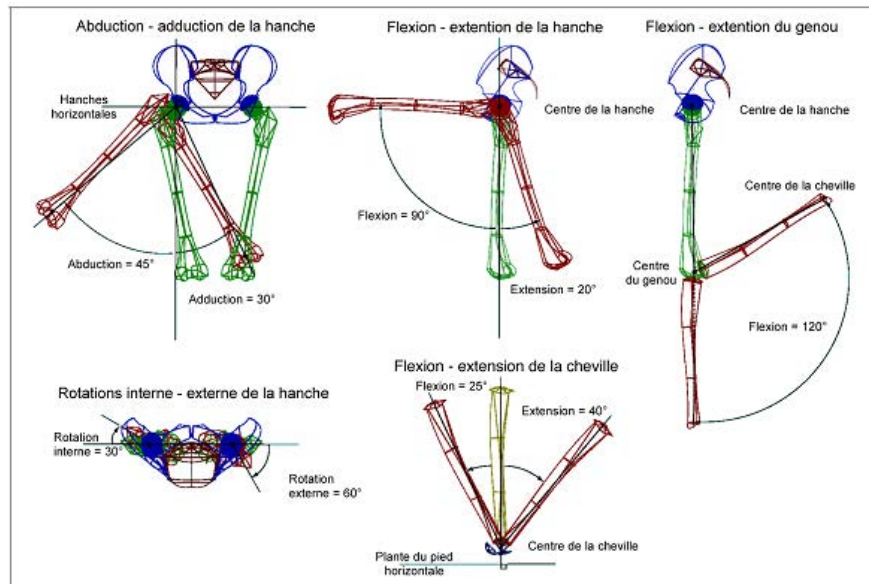


Figure 4.2 - Valeurs des butées articulaires du membre inférieur d'après [Kapandji1985] illustré par [Nicolas2007].

En outre, les butées articulaires sont contrôlées au niveau de la matrice jacobienne. Les travaux de référence choisissent l'utilisation d'une tâche secondaire pour assurer leur respect. Or, celles-ci sont conçues pour ne pas empêcher la réalisation de la tâche principale, de ce fait rien n'atteste qu'une butée articulaire définie de cette manière ne soit pas dépassée. De plus, notre approche est cohérente avec les contraintes d'inégalité utilisées dans les modèles musculo-squelettiques. En pratique, dans le calcul de la dérivée partielle utilisé pour la construction de la matrice jacobienne, si une rotation dans un sens amène une articulation au delà de sa butée, son influence est alors passée à 0 (l'influence dans le sens inverse de rotation est conservée).

4.2.2 Modélisation du pied

Le squelette proposé dans la section précédente comprend actuellement les segments correspondant aux deux pieds. Toutefois, la représentation simple utilisée pour les autres segments ne convient plus à la description du mouvement du pied dû à la flexion des orteils. Deux approches sont proposées dans la littérature :

- les modèles multi-segments.
- les modèles géométriques assimilant le pied à une bascule (ROS pour *Roll-Over Shape*).

Les premiers sont composés de plusieurs segments rigides liés par des articulations (de la même manière que le squelette global). Bruening et collaborateurs [Bruening2012a, Bruening2012b]

étudient les déplacements et rotations centres articulaires et la rigidité des segments dans le but de proposer un modèle d'analyse. Leur étude sur la rigidité du pied les conduit à proposer un modèle constitué de 2 segment rigides liés au niveau de l'articulation métatarso-phalangienne. Ce modèle est ensuite comparé au modèle uni-segmentaire classique chacun étant représenté de manière volumique. Selon leurs résultats, le modèle multi-segments prédirait mieux les paramètres dynamiques tels que le puissance mécanique développée au niveau de la cheville. Gilchrist et Winter [Gilchrist1996] vont plus loin en proposant un modèle composé de deux segments articulés (au niveau de l'articulation métatarso-phalangienne) dont le comportement est dicté par 9 système ressort-amortisseurs. Leur simulation consiste cependant à simuler uniquement la phase d'appui du pied, il montrent cependant que le comportement obtenu ainsi que la force de réaction du sol sont très proches des données analysées.

Les seconds (modèles ROS) sont constitués d'un seul segment de forme gauche. Dans ce cas, les mouvements du pied et de la cheville sont obtenus par le déplacement du centre instantané de rotation le long de cette forme. Cette représentation est fréquemment employée pour la conception et l'analyse de prothèses orthopédiques [Miff2008, Curtze2009, Hansen2010] et consiste généralement à modéliser la trajectoire du centre de pression dans le repère de la cheville par une fonction polynomiale [Srinivasan2007]. Cette trajectoire caractéristique est invariante selon la vitesse [Hansen2004a] et se retrouve sur sol incliné [Hansen2004b]. A l'origine proposé sous la forme d'équations mathématiques simples (fonction polynomiale ou exponentielle), Ren et collaborateurs [Ren2010] proposent un modèle générique à base de spline qui permettrait d'adapter le modèle à des formes de pieds spécifiques. A l'inverse, Adamczyk et collaborateurs [Adamczyk2006] le simplifient en utilisant un arc de cercle.

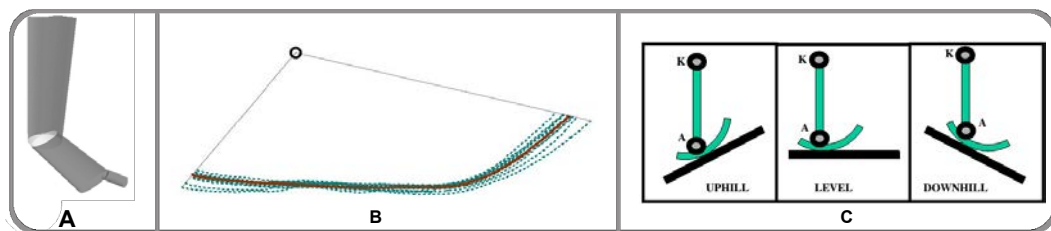


Figure 4.3 - Modélisations du pied. A : Modèle multi-segment présenté par [Bruening2012b]. B : Modèle ROS à base de spline [Ren2010]. C : Modèle ROS en arc de cercle [Hansen2004b].

En somme, les modèle multi-segments semblent plus complets dans leur description du mouvement (y compris des mouvement internes au pied) et des paramètres dynamiques qu'il implique. En contre partie, cette méthode de modélisation accroît encore le nombre de ddl et donc la complexité de la résolution du problème géométrique inverse. De l'autre coté, les modèles ROS sont plus simplificateurs. Il n'en demeure pas moins que leur utilisation a été validée dans le cadre médical. En outre, il s'agit également du type de représentation utilisé dans le modèle du pendule inverse proposé par Cavagna et collaborateurs [Cavagna1976] ainsi que dans le *passive dynamics walking*. La représentation proposée par Ren et collaborateurs élaborée à partir de spline présente l'avantage d'être adaptable à la forme du pied du sujet en revanche son expression est plus complexe. Le caractère itératif de la méthode de linéarisation locale implique d'effectuer le calcul de la position de chaque point du pied un nombre de fois (notamment pour assurer la non pénétration du pied dans le sol). De ce fait une expression simplifiée de la géométrie du pied est préférable en terme de temps de calculs. La représentation en arc de cercle semble toutefois fortement simplificatrice. En outre, le rayon de l'arc paraît influencer les paramètres cinématique et dynamique de la marche [Adamczyk2006]. L'ellipse semble cependant formaliser

convenablement la trajectoire du centre de pression et nous paraît être un bon compromis entre la complexité du modèle de Ren et la description très simplifiée de l'arc de cercle.

D'un point de vue pratique, le contact au sol du pied en appui est assuré en déterminant la position du point de l'ellipse dont l'altitude est minimale. L'intégralité du squelette est ensuite déplacée sur l'axe vertical d'une distance inversement équivalente à l'altitude de ce point. La condition de non pénétration du pied en oscillation dans le sol est assurée directement dans la matrice jacobienne. Si la rotation d'un des ddl entraîne une altitude du pied négative ou nulle, le signe de la valeur affectée à ce même ddl dans la matrice jacobienne est inversé.

4.2.3 Identification des contraintes

L'objectif de cette partie est de déterminer des contraintes descriptives des spécificités du mouvement de marche. Les travaux de référence proposent deux fonctions objectif en plus des butées articulaires :

- La minimisation de l'écart à la posture de référence pour rendre compte de la tâche implicite de maintien de la verticalité.
- La minimisation de l'énergie de rotation.

La première se base sur l'hypothèse qu'il existerait un lien entre la marche et la posture de repos émise par Nicolas [Nicolas2007]. La seconde a pour fonction de minimiser la dépense énergétique par la réduction des gesticulations. Cependant, si la poulaine qu'ils fournissent en argument à leurs simulateurs contient les données temporelles, notre volonté de nous passer de cette variable nous prive également de la source d'information temporelle qu'elle représente. De ce fait, déterminer les vitesses est accélérations nécessaires au calcul de l'énergie ne nous est pas permis. En outre, l'essentiel des informations contenues dans la littérature est exprimée en fonction de la durée totale du cycle de marche. Dans notre cas, les seules données de base à disposition sont : la morphologie du squelette, la posture initiale et la position du prochain contact au sol. Or, la longueur de pas et la vitesse sont fortement liées. Ceci nous conduit à définir la longueur de pas comme « repère » de référence. Ainsi, dans la suite du document nous nommerons *distance normalisée* la distance qu'il reste au pied en oscillation à parcourir en ratio de la distance totale à l'instant t :

$$d_{norm}(t) = \frac{d(t)}{L} \quad (4.1)$$

Où $d_{norm}(t)$ correspond à la distance normalisée, $d(t)$ est la distance qu'il reste au pied en oscillation à parcourir à l'instant t et L la longueur de pas.

De plus, hormis la poulaine et les angles articulaires, le seul paramètre continu dans l'espace temps mentionné dans la littérature concerne la trajectoire du talon [Winter1992, Osaki2007], plus particulièrement sur l'axe vertical (section 1.1.1.2, figure 1.8).

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n ((ref - traj)^2)} \quad (4.2)$$

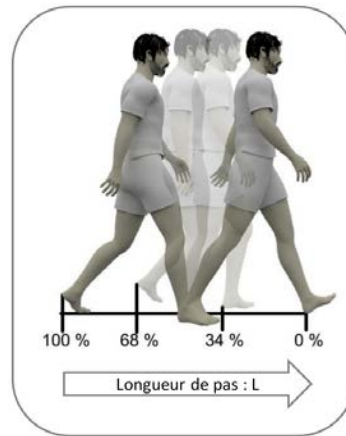


Figure 4.4 - Distance normalisée : distance qu'il reste au pied en oscillation à parcourir en ratio de la distance totale à l'instant t .

Où n est le nombre de points i constituant les trajectoires de référence (*ref*) et analysée (*traj*). Le terme *trajectoire* est ici employé dans un sens global, c'est à dire qu'il peut aussi bien s'agir d'une trajectoire angulaire que d'une trajectoire cartésienne.

Ensuite, l'attribution de valeurs aux coefficients de pondérations ne peut pas être faite de manière arbitraire et doit être calibrée. De façon à définir une valeur appropriée à chaque tâche secondaire nous définissons deux critères d'évaluation :

- l'erreur RMS moyenne de la poulaine.
- l'erreur RMS moyenne de la flexion du genou en oscillation.

La définition des valeurs de chaque pondération est alors effectuée en recherchant le couple $[\alpha_1, \alpha_2]$ qui minimise la somme des deux critères. Le coefficient α_1 est attribué à la contrainte de déplacement verticale du talon et le coefficient α_2 à la contrainte de minimisation des angles articulaires. Dans un premier temps il est donc nécessaire de définir un couple $[\alpha_1, \alpha_2]$ initial. La tâche secondaire relative à l'altitude du pied en oscillation est la base de notre description du mouvement de marche, nous choisissons alors de lui donner un poids $\alpha_1 = 1$. Pour ne pas trop donner d'influence à la contrainte visant à minimiser l'écart avec la posture de repos, nous choisissons de lui affecter un poids initial (α_2) bien plus faible. Enfin, le lien entre l'évolution des deux critères d'évaluation et les valeurs de pondérations sera établi par le coefficient de corrélation de Pearson.

4.2.4 Méthodologie de validation.

Cette partie du projet se compose de deux étapes qui répondent à deux caractéristiques de l'objectif : proposer un modèle générique qui permettent de retrouver les rotations articulaires quelque soit la trajectoire, tout en permettant de prendre en compte des contraintes sur les articulations rencontrées dans certaines pathologies (comme par exemple, d'induire le syndrome du pied en équin à un modèle de marche d'enfants valides). La première étape consistera donc à valider ce modèle à la fois pour des pas en ligne droite et des pas en virage. Pour cela nous nous basons sur les données acquises lors de l'étude précédente. Rappelons que celles-ci ont

été recueillies grâce à un protocole expérimental au cours duquel les sujets devaient marcher en passant par deux points de contrôle. Cette méthodologie a finalement produit 9 trajectoires courbes et 1 ligne droite à vitesse de confort par sujet (au nombre de 8) que nous avons pu discrétiser par pas. La validation du modèle consistera donc à comparer les rotations articulaires générées pour les pas en ligne droite et pour les pas en virage avec une paramétrisation identique du modèle. Une sélection de 40 pas (5 par sujet) effectués lors d'une trajectoire présentant une courbure forte (figure 3.1e) sera alors confrontée au modèle.

La seconde étape est réalisée dans le cadre du projet MoCOM dont l'objectif général est d'évaluer et de modéliser l'effet du port d'une orthèse chez des enfants valides. Ce chapitre représente notre part dans ce projet, et le service de médecine physique et de réadaptation du CHU de Brest est chargé de l'évaluation des répercussions du port d'une orthèse chez des enfants sains. Le protocole expérimental avait, dès lors, pour but de recueillir les informations nécessaires à ces deux ambitions. D'une part, obtenir les données cinématiques de référence pour la validation du simulateur. Dans un premier temps pour la marche valide puis pour la marche dégradée par l'ajout de l'orthèse. D'autre part, il devait permettre à nos collaborateurs d'acquérir une matière suffisante pour l'évaluation de l'impact de cette orthèse sur les paramètres de la marche chez des enfants sains et ainsi pouvoir valider l'emploi d'un tel outil dans l'étude du syndrome du *pied en équin* chez les enfants infirmes moteurs cérébraux. Pour ces raisons, les captures de mouvements ont été réalisées à Brest. La population est constituée de 10 enfants valides (6 garçons, 4 filles) d'une moyenne d'âge de 9.7ans, mesurant $1.38m \pm 0.08$ et dont la masse moyenne est de $32.22kg \pm 6.59$.

Il leur été demandé d'effectuer 4 passages (une série) sur une trajectoire rectiligne de 10m. Pour éviter les effets liés à la variabilité de la vitesse de marche, celle-ci était imposée à $1m.s^{-1}$. afin d'assurer le respect de cette contrainte, la durée du trajet est mesurée à l'aide d'un chronomètre, si la vitesse de marche correspondante présentait une erreur supérieure à 10% de la valeur souhaitée ($V < 0.9m.s^{-1}$ ou $V > 1.1m.s^{-1}$), le passage était effectué de nouveau. Les données dynamiques (forces et moments de force au niveau du sol) et cinétiques (déplacements du centre de pression) sont recueillies à l'aide de deux plates-formes de force (Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, USA) intégrées au parcours et synchronisées avec les données cinématiques obtenues à l'aide de 9 caméras Vicon MX.

Enfin, une *série* est effectuée pour les 6 conditions expérimentales. Une condition de marche normale (*libre*) nu pieds. Dans le cadre de notre méthodologie de validation, cette condition nous permettra de valider l'utilisation du modèle pour générer les mouvements segmentaires d'enfants ne présentant pas de pathologie liée à la marche. Et 5 autres conditions au cours desquelles le sujet porte une orthèse à la cheville droite. Chaque configuration correspond à un réglage différent de l'orthèse obtenu à l'aide d'un goniomètre et décrit ci-dessous :

- *libre* : le sujet peut effectuer une flexion de la cheville.
- *+10* : bloquée à 10° de flexion dorsale.
- *0* : bloquée en position de référence.
- *-10* : bloquée à 10° de flexion plantaire.
- *-20* : bloquée à 20° de flexion plantaire.
- *FM* : bloquée en flexion plantaire maximale.

Pour ne pas induire de gêne chez les enfants, l'ordre de réalisation des conditions a été choisi comme étant l'ordre de contrainte croissante.

Les captures de mouvements sont ensuite soumises à un traitement similaire à l'étude précé-

dente, cependant, seul le membre inférieur est analysé. Les positions et orientations des centre articulaires sont obtenues en accord avec les recommandations de la norme *ISB* [Wu2002, Wu2005]. En outre, notre échelle de travail est le pas, nous appliquons donc la méthode présentée dans la section 3.1.3 afin de discrétiser l'ensemble des données à cette échelle.

Ces données auront deux utilités :

- l'alimentation du modèle : l'analyse des captures de mouvements permettra de déterminer les dimension des squelettes par l'extraction de longueurs segmentaire. Et le position des contacts au sol sont obtenus par l'utilisation de la méthodologie développée par Fusco [Fusco2008b] (présentée dans le chapitre 3).
- la validation du modèle : la comparaison des mouvements capturés avec les mouvements fournis par notre modèle permettra ensuite de valider sont utilisation dans le cas de la marche saine.

Enfin, la simulation de la marche induite par le syndrome du pied en équin sera réalisée à partir des mêmes conditions. La différence réside dans l'articulation de la cheville droite qui se verra privée de son degré de liberté. Cette technique mise en pratique *in vivo* a permit de mettre en évidence l'apparition de l'hyper-extension du genou, caractéristique de ce syndrome, chez des adultes ne présentant aucune pathologie liée à la marche [Goodman2004]. De même, Higginson et collaborateurs [Higginson2006] retrouvent cette particularité à l'aide d'un modèle musculo-squelettique en 2 dimensions. Ils montrent alors que des forces musculaires équivalentes entre sujets pathologiques et sujets non-pathologiques seraient à l'origine de l'hyper-extension du genou. Á l'inverse, si le modèle est autorisé à modifier les paramètres force-vitesse intrinsèques de certains muscles. En outre, Il est important de préciser qu'une adaptation inverse est également visible chez certains sujets. C'est à dire que l'hyper-extension du genou est substituée par une flexion accrue (figure 4.5) aussi appelée « *flessum* » (à l'inverse du « *recurvatum* »).

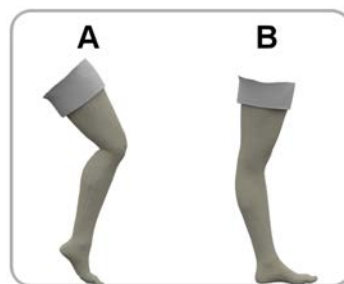


Figure 4.5 - Adaptations posturales résultantes du syndrome du pied en équin. A : *flessum*. B : *Recurvatum*.

4.3 Résultats

4.3.1 Identification des contraintes.

Avant de pouvoir effectuer la simulation de la marche en rapport avec les expérimentations décrites ci-dessus, il est impératif que l'évolution stéréotypée des déplacements verticaux du pied soit vérifiée dans notre espace de référence (la distance normalisée). Si l'on exprime ce déplacement vertical du talon en fonction de la distance normalisée, l'on retrouve le même type de profil, à vitesse de marche normale, que celui proposé en fonction de la durée du cycle. L'erreur RMS moyenne, définie pour une trajectoire dans l'équation 4.2, entre les profils individuels et la trajectoire moyenne est de $1.3\text{cm} \pm 0.6$ (figure 4.6A). Une interpolation polynomiale de degrés 4 sur cette moyenne donne un coefficient de détermination (R^2) de 0.9994 (figure 4.6B).

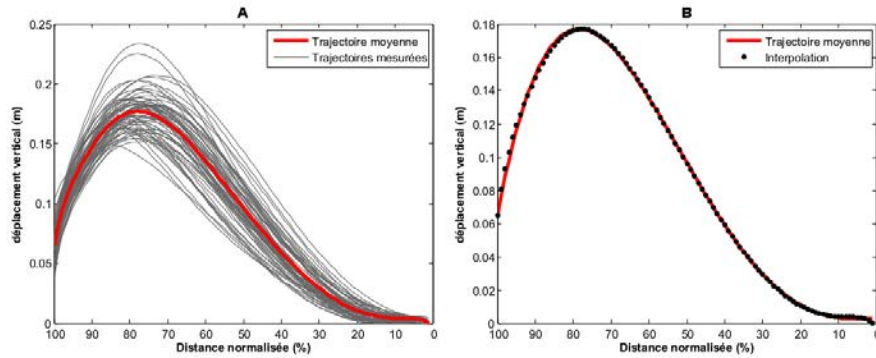


Figure 4.6 - Trajectoire verticale du talon en fonction de la distance normalisée. A : Données mesurées et moyenne des données mesurées ($RMSE_{moy} = 1.3\text{cm} \pm 0.6$). B : Interpolation polynomiale de degré 4 ($R^2 = 0.9994$).

Cette constatation nous permet alors d'entériner l'emploi de ce profil en tant que tâche secondaire. La modélisation proposée aura alors pour consigne de minimiser la différence entre la position du talon obtenue par le noyau du simulateur et sa position théorique exprimée à l'aide de la relation polynomiale illustrée dans la figure 4.6.

4.3.2 Définition des pondérations.

L'estimation des coefficients de pondérations attribués à chaque tâche secondaire a donc été effectuée en recherchant le couple $[\alpha_1, \alpha_2]$ qui minimise la somme des erreurs RMS moyennes de la poulaine et la flexion du genou en oscillation (S_{rms}). À partir des valeurs définies dans la section 4.2.3, la recherche d'un minimum de la valeur S_{rms} (figure 4.7) renvoie au couple :

$$\begin{cases} \alpha_1 = 1 \\ \alpha_2 = \frac{1}{50} \end{cases}$$

En outre, si l'on regarde le lien entre l'erreur rms moyenne de la poulaine du pied en oscillation,

il apparaît un coefficient de corrélation relativement fort ($Rho = 0.89$ $p < 0.001$) suggérant que plus la contrainte est forte moins la poulaine est respectée. En revanche, les trois autres comparaisons possibles ne montre aucunes corrélations significatives ($p > 0.4$).

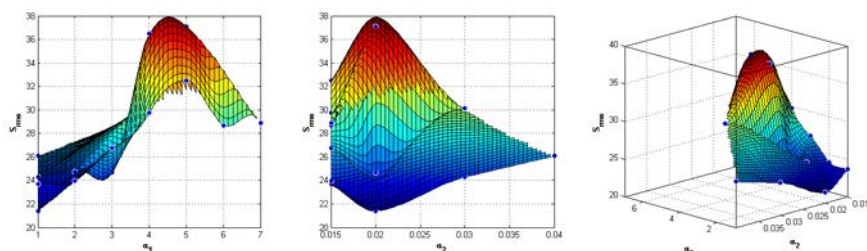


Figure 4.7 - Influence des pondérations sur l'évolution S_{rms} . À gauche l'évolution de S_{rms} en fonction du poids attribué à la contrainte de déplacement du talon, au milieu l'évolution en fonction du poids attribué à la contrainte de minimisation de l'écart à la posture de référence, à droite l'évolution dans l'espace 2 dimensions correspondant aux deux coefficients $[\alpha_1, \alpha_2]$.

4.3.3 Respect de la contrainte appliquée au talon.

Dans cette partie nous allons nous assurer que la tâche secondaire appliquée à la position verticale du talon est correctement suivie. En effet, notre approche implique que celle-ci soit la principale description du mouvement que nous fournissons au simulateur. Dès lors, il apparaît primordiale que cette caractéristique soit respectée. La figure 4.8 présente les résultats pour l'ensemble des pas simulés. Le profil polynomial est globalement respecté même si le manque d'amplitude est notable. En outre, le maximum est atteint sensiblement plus loin que pour la moyenne de mesure. De plus, l'erreur RMS moyenne avec le profil défini dans la section 4.2.3 est de $0.09m \pm 0.004$. Ce phénomène peut s'expliquer par les interactions entre les deux contraintes, en effet, l'une tend à mener le genou vers une flexion tandis que l'autre cherche à minimiser cette valeur.

Notons que la figure est exprimée en fonction de la distance normalisée. Dans un soucis de lisibilité l'axe des abscisses est décroissant. De cette manière le premier point de la courbe correspond au contact initial (la distance restant à parcourir est égale à 100% de la longueur du pas).

4.3.4 Marche valide.

Le mouvement de marche présente des rotations articulaires caractéristiques. Dans cette section nous présentons les comparaisons effectuées entre les mouvements mesurés et les mouvements simulés. En outre, de la même manière que pour les trajectoires de talon (section 4.3.3), les valeurs sont présentées en fonction de la distance normalisée.

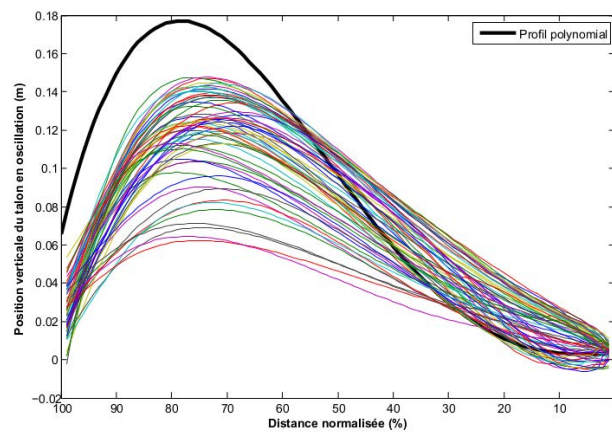


Figure 4.8 - Profil de déplacements verticaux du talon en oscillation pour les pas simulés. La courbe noire correspond au profil donné en tâche secondaire.

4.3.4.1 Adultes en ligne droite.

Dans un premier temps, nous avons appliqué notre méthodologie aux données recueillies au chapitre précédent. Les erreurs RMS moyennes pour chaque ddl pour les pas en ligne droite sont présentées dans le tableau 4.1. Les pas en ligne droite présentent des erreurs RMS moyennes allant de $6.3^\circ \pm 3.4$ à $8.3^\circ \pm 1.1$ pour les hanches (θ_{xh} , θ_{yh} , θ_{zh}), de $12.8^\circ \pm 4.0$ à $16.0^\circ \pm 2.9$ pour les flexions des genoux (θ_{yg}) et de $10.7^\circ \pm 3.1$ à $11.1^\circ \pm 2.7$ pour les flexions des chevilles (θ_{yc}).

	θ_{xhg}	θ_{yhg}	θ_{zhg}	θ_{ygg}	θ_{ygcg}	θ_{xhd}	θ_{yhd}	θ_{zhd}	θ_{ygd}	θ_{ycd}
<i>S1</i>	7.7	6.4	5.2	14.3	10.9	4.4	4.4	6.1	6.2	9.3
<i>S2</i>	5.8	8.8	11.2	16.1	7.4	6.9	4.4	8.8	10.3	9.2
<i>S3</i>	6.8	8.2	12.1	13.2	16.1	8.1	6.1	13.1	12.9	14.1
<i>S4</i>	8.3	7.4	4.8	17.4	10.2	8.9	9.4	4.6	18.5	14.4
<i>S5</i>	8.2	7.6	5.1	18.8	8.8	5.9	6	8.7	16.2	10.2
<i>S6</i>	7.5	9	4.4	12.7	9.4	7.2	6.9	4.8	10.1	9
<i>S7</i>	6.5	9.1	3.5	14.8	8	6.2	8.3	4.8	12.2	8.1
<i>S8</i>	6.4	9.7	4.1	21	14.7	6.6	8.8	9.6	15.8	14.6
<i>moyenne</i>	7.1	8.3	6.3	16	10.7	6.8	6.8	7.6	12.8	11.1
<i>ET</i>	0.9	1.1	3.4	2.9	3.1	1.4	1.9	3	4	2.7

Table 4.1 - Erreur rms (en degrés) pour chaque ddl réparties par sujet. Les résultats présentés sont issus des données du chapitre 3 pour les essais en lignes droites.

De manière générale les erreurs sont assez élevées si l'on compare aux données exposées par Nicolas [Nicolas2007] et Fusco [Fusco2008a]. Cependant, leurs méthodologies respectives tenaient compte de la poulaine du mouvement à générer et l'effecteur était contraint à chaque

instant par cette poulaine. Ainsi, leurs modélisations produisent des angles articulaires à partir d'informations continues sur les mouvements mesurés. Notre simulateur en revanche est basé sur une variable discrète : la position du prochain contact au sol. Celle-ci ne nous fournit alors aucune information intermédiaire sur le mouvement.

4.3.4.2 Adultes en virage.

Nous avons ensuite proposé d'effectuer la simulation de pas effectués lors de trajectoires courbes. Les erreur RMS moyennes pour chaque ddl pour les pas en virage sont présentées dans le tableau 4.2. De la même manière que pour les pas en ligne droite, les erreurs RMS moyennes les plus faibles sont obtenues pour les hanche avec des valeurs allant de $5.7^\circ \pm 0.8$ à $9.6^\circ \pm 3.8$, les flexions de genoux montrent les erreurs les plus importante avec des valeur allant situées entre $14.5^\circ \pm 3.3$ et $15.4^\circ \pm 3.6$, et les flexions des chevilles affichent des valeurs intermédiaires allant de $10.8^\circ \pm 2.8$ à $11.4^\circ \pm 3.9$.

	θ_{xhg}	θ_{yhg}	θ_{zhg}	θ_{ygg}	θ_{ygc}	θ_{xhd}	θ_{yhd}	θ_{zhd}	θ_{ygd}	θ_{ygd}
<i>S1</i>	9.4	5.4	10	9.3	8.4	5.2	5.6	7	10.4	10.6
<i>S2</i>	7.4	9.3	6	15.8	6.7	5.6	5.8	8.4	11.5	10.5
<i>S3</i>	12.7	10.4	8.4	17.6	16.7	7.1	8.5	17.7	15.6	11.4
<i>S4</i>	5.7	7.3	4.1	13.1	9.8	4.9	9.3	6.4	18.8	12.1
<i>S5</i>	11.7	6.8	6.6	18.1	9.5	6	10.1	11.8	19.6	9.4
<i>S6</i>	9	9.1	5	13.4	10.4	6	7.7	6.6	12	9.4
<i>S7</i>	8.7	6.8	5.2	11.2	11.9	4.6	8.5	7.6	18	6.7
<i>S8</i>	8.4	8.4	7.5	17.6	17.9	6.2	14.5	10.9	17.7	16.6
<i>moyenne</i>	9.1	7.9	6.6	14.5	11.4	5.7	8.7	9.6	15.4	10.8
<i>ET</i>	2.2	1.6	1.9	3.3	3.9	0.8	2.8	3.8	3.6	2.8

Table 4.2 - Erreur rms (en degrés) pour chaque ddl réparties par sujet. Les résultats présentés sont issus des données du chapitre 3 pour des pas en virage.

Un point intéressant qui émerge des ces résultats est que si l'on compare les ddl un à un, les RMS moyennes sont similaires entre les deux catégories. Le modèle semble donc se comporter de manière identique pour les pas en ligne droite et les pas en virage.

4.3.4.3 Enfants en ligne droite.

La même démarche effectuée avec les données recueillies dans cette étude pour la condition de marche sans contrainte conduit aux résultats suivants. Les figures 4.9 et 4.10 représentent l'ensemble des angles simulés pour chaque degrés de liberté pour la jambe en oscillation et

pour la jambe d'appui respectivement. La figure 4.11 présente quant à elle les valeurs moyennes de chacun des angles. L'erreur sur la rotation de la hanche est alors vraiment perceptible. En revanche, que ce soit en phase d'appui ou en phase d'oscillation, la flexion de la hanche semble parfaitement reproduite. De plus l'amplitude de la flexion du genou en oscillation se trouve également visible.

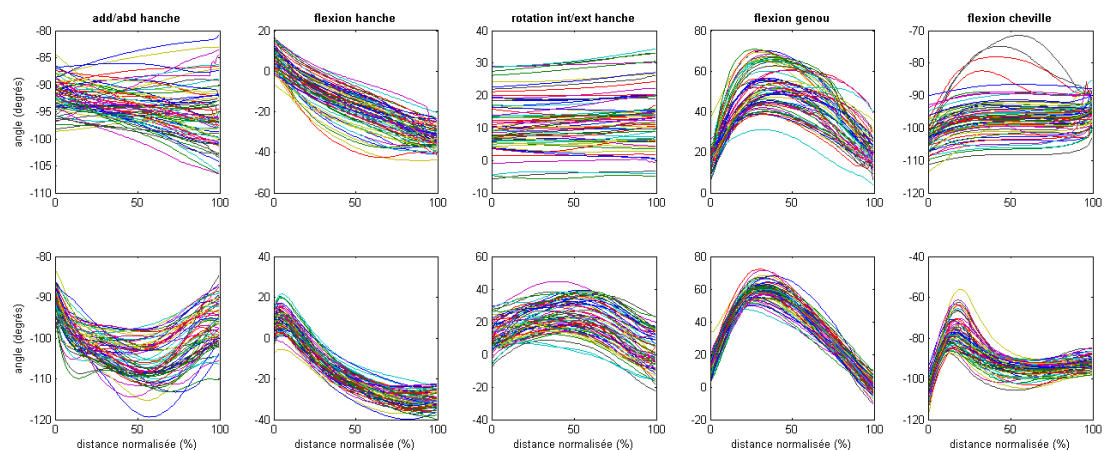


Figure 4.9 - Angles articulaires mesurés (en bas) et simulés (en haut) pour la jambe en oscillation.

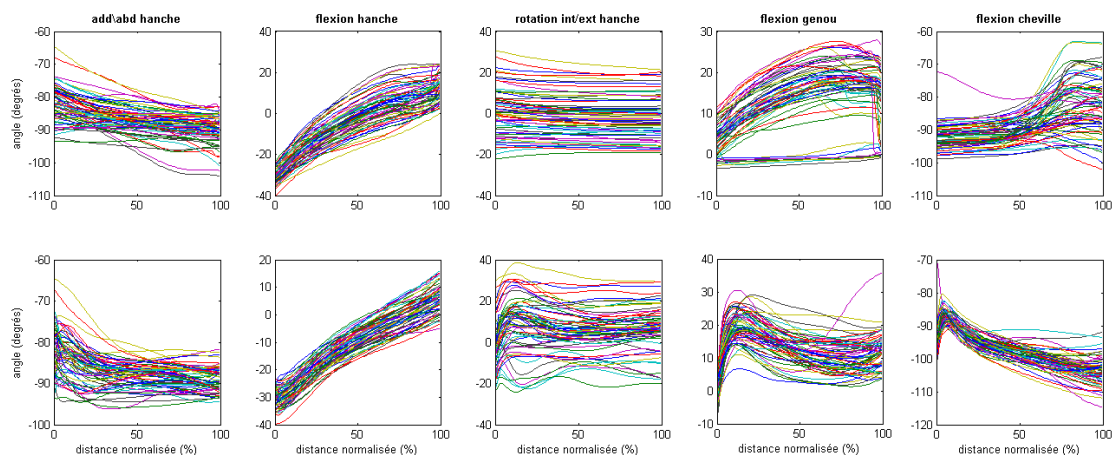


Figure 4.10 - Angles articulaires mesurés (en bas) et simulés (en haut) pour la jambe d'appui.

Le tableau 4.3 détaille les erreurs RMS moyennes pour chaque sujet et chaque ddl. D'une manière générale, les moyennes globales sont plus faibles que celles obtenues pour les sujets adultes. En outre, la rotation interne/externe des hanches (θ_{zhg} et θ_{zhd}) montre une erreur supérieure à celle observée sur les deux autres ddl de cette articulation. Fusco observe le même phénomène en simulant la marche de sujets hémiplegiques. En s'appuyant sur divers travaux [Chèze1995, Chèze1998, Chèze2000, Cappozzo2005] il attribue cette observation à la difficulté de mesurer l'orientation de la cuisse avec précision.

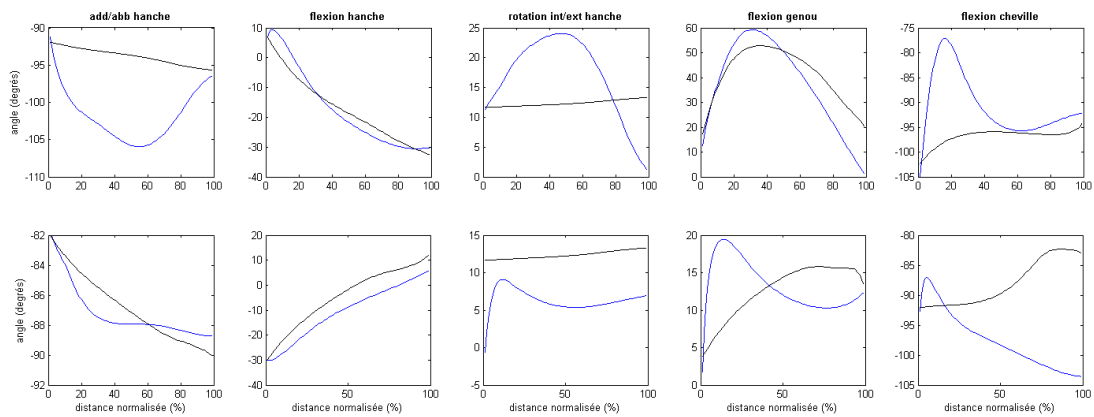


Figure 4.11 - Angles articulaires mesurés (en noir) et simulés (en bleu) pour la jambe en oscillation (en haut) et pour la jambe d'appui (en bas).

	θ_{xhg}	θ_{yhg}	θ_{zhg}	θ_{ygg}	θ_{ycg}	θ_{xhd}	θ_{yhd}	θ_{zhd}	θ_{ygd}	θ_{ycd}
<i>S1</i>	6.9	6.9	9.1	10.3	12.5	7.1	5.5	8.9	9.1	9.7
<i>S2</i>	3.6	7.2	9.2	13.0	17.5	7.7	10.0	7.9	12.5	17.3
<i>S3</i>	7.6	5.6	8.4	12.3	13.5	6.5	6.8	11.4	9.6	11.2
<i>S4</i>	6.6	3.5	9.0	8.2	11.2	4.8	7.3	11.5	8.3	7.7
<i>S5</i>	5.1	6.9	9.9	14.7	12.2	6.0	7.0	8.3	13.2	10.7
<i>S6</i>	5.8	5.9	8.9	8.5	11.1	3.3	5.8	10.5	10.9	9.1
<i>S7</i>	9.1	5.2	11.3	10.4	13.4	7.0	6.3	8.5	8.6	12.9
<i>S8</i>	6.2	7.7	8.0	10.3	11.0	4.1	10.1	8.9	11.7	8.5
<i>S9</i>	5.7	4.6	5.6	9.6	9.9	7.1	4.4	7.1	10.0	9.8
<i>S10</i>	6.2	6.6	10.6	13.4	10.7	5.3	9.6	10.2	7.8	12.8
<i>moyenne</i>	6.3	6.0	9.0	11.1	12.3	5.9	7.3	9.3	10.2	11.0
<i>ET</i>	1.4	1.2	1.8	2.1	2.1	1.4	1.9	1.4	1.7	2.7

Table 4.3 - Erreur rms pour chaque ddl réparties par sujet (en degrés).

4.3.5 Application à la marche en équin

Dans un soucis de simplification les résultats présentés dans cette partie ne concernent que la jambe équipée de l'orthèse (jambe droite). Dans un premier temps, nous pouvons observer que chez les sujets constituant notre population d'étude, l'ajout de l'orthèse a eu pour effet de générer une stratégie d'adaptation en *flessum* du genou plutôt qu'en *recurvatum*. La figure 4.12 représente les flexions moyennes du genou droit (celui dont la jambe est équipée de l'orthèse) en phase d'oscillation pour chaque configuration de l'orthèse (marche libre puis bloquée à 10° de flexion plantaire, à 20° et en flexion maximale). Nous pouvons observer que la flexion maximale du genou augmente par le simple fait d'ajouter une orthèse. De plus, la flexion en fin de phase d'oscillation augmente avec l'augmentation de l'angle donné à l'orthèse.

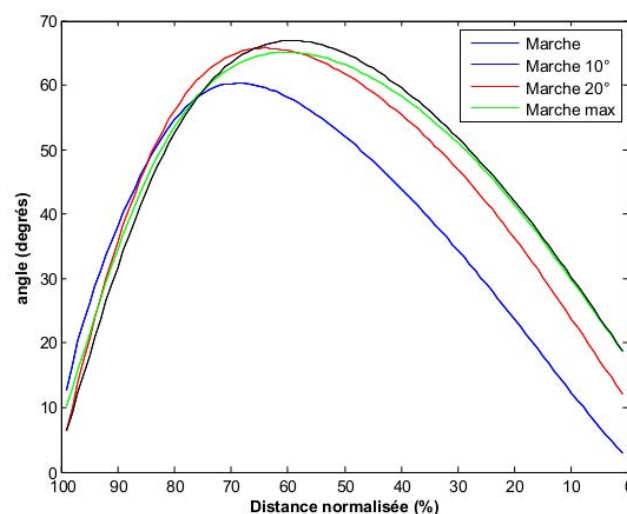


Figure 4.12 - Flexions du genou moyennes mesurées sur la jambe équipée d'une orthèse pendant la phase d'oscillation. En fin de phase d'oscillation elle redevient proche de 0° en conditions naturelles, en revanche elle augmente avec l'angle imposé à la cheville lorsque l'orthèse est bloquée.

Notre modèle de simulation en revanche ne semble pas montrer les mêmes adaptations (figure 4.13). La flexion en fin de phase d'oscillation paraît diminuer avec l'augmentation de l'angle donné à la cheville. Cependant, l'écart entre mesure et simulation est plus faible à cet instant lorsque l'orthèse est présente.

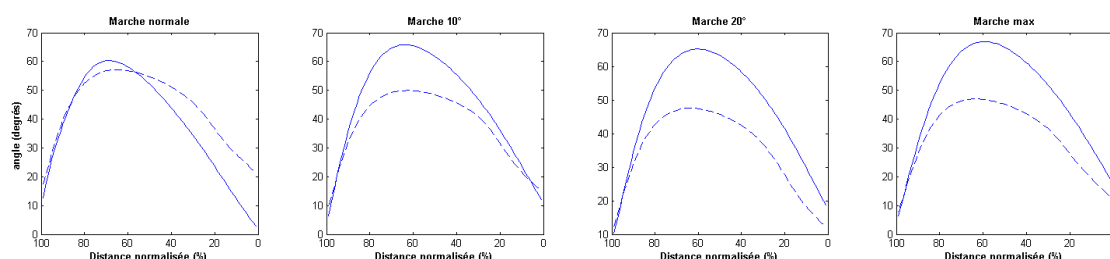


Figure 4.13 - Flexions du genou moyennes mesurées (en trait plein) et simulées (en tirets) sur la jambe équipée d'une orthèse pendant la phase d'oscillation.

Enfin, les tableaux 4.4 à 4.6 récapitulent les erreurs RMS moyennes pour chaque degrés de liberté et pour chaque sujet dans les trois conditions de marche avec l'orthèse bloquée. Bien que l'écart entre mesure et simulation au niveau de la la valeur finale moyenne de flexion de genou semble se réduire (figure 4.13), l'erreur RMS moyenne augmente avec l'angulation de l'orthèse. Cette augmentation concorde avec le manque d'amplitude notable au niveau de la flexion du genou dans ces trois conditions. En revanche les erreur RMS moyennes pour les 3 ddl de la hanche ne montrent pas de tendance particulière à évoluer.

	θ_{xhd}	θ_{yhd}	θ_{zhd}	θ_{ygd}
<i>S1</i>	9.1	6.8	9.3	11.9
<i>S2</i>	10.3	6.3	9	16.7
<i>S3</i>	7.4	5.4	8.3	11.3
<i>S4</i>	9.1	3.9	12.6	11.7
<i>S5</i>	7.2	8.4	6	15.4
<i>S6</i>	7.7	7.9	10.2	10.6
<i>S7</i>	7.8	6.1	11.2	18.2
<i>S8</i>	8.9	5.6	9.8	17.7
<i>S9</i>	8.3	5.2	5.7	14.7
<i>S10</i>	6.3	11.8	11.9	10.1
<i>moyenne</i>	8.2	6.7	9.4	13.8
<i>ET</i>	1.2	2.2	2.3	3.1

Table 4.4 - Erreurs RMS moyennes entre mesure et simulation pour chaque ddl de la jambe droite et pour chaque sujet avec une flexion plantaire de 10°.

4.3.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous nous sommes intéressés à la reproductions des mouvements segmentaires à partir d'informations haut niveau. En nous basant sur les travaux existant, nous avons développé une méthode de simulation ne nécessitant pas de capture de mouvement préalable. Celle-ci fournit des angles articulaires à partir de la morphologie du squelette, d'une posture initiale et de la position que le talon en oscillation doit atteindre.

Néanmoins cette méthodologie montre certaines limites et plusieurs adaptations sont envisageables. En effet, la rotation interne/externe de la hanche ainsi que la flexion de la cheville montrent des résultats peu satisfaisants. Dans un premier temps nous avons défini les valeurs de pondérations pour les tâche secondaire de manière « itérative ». La recherche d'un minimum sur notre critère d'évaluation a été effectuée autours de valeurs initiales définies arbitrairement.

	θ_{xhd}	θ_{yhd}	θ_{zhd}	θ_{ygd}
<i>S1</i>	10.3	8	11.4	10.2
<i>S2</i>	9.8	8.4	8.7	12.7
<i>S3</i>	8.5	10.2	8.6	7.9
<i>S4</i>	7.9	7.4	11.2	14.6
<i>S5</i>	5.7	7.6	8	17
<i>S6</i>	6.9	4.6	9.8	8.6
<i>S7</i>	7.5	5.6	8.8	18.4
<i>S8</i>	6.9	9.3	9.5	19.8
<i>S9</i>	8.1	5.1	5.7	18.2
<i>S10</i>	6.6	8	10.6	20.4
<i>moyenne</i>	7.8	7.4	9.2	14.8
<i>ET</i>	1.4	1.8	1.7	4.7

Table 4.5 - Erreurs RMS moyennes entre mesure et simulation pour chaque ddl de la jambe droite et pour chaque sujet avec une flexion plantaire de 20°.

	θ_{xhd}	θ_{yhd}	θ_{zhd}	θ_{ygd}
<i>S1</i>	10.7	10.6	10.5	12.7
<i>S2</i>	10.3	8.5	12.9	21.9
<i>S3</i>	9.4	8	13.2	17.8
<i>S4</i>	7.3	10.7	11.6	14.2
<i>S5</i>	7.9	10	6.9	16.8
<i>S6</i>	11.8	5.6	12.5	12
<i>S7</i>	10.6	8.8	10.2	22.7
<i>S8</i>	6.6	7.8	10	15.5
<i>S9</i>	5.7	6.3	8.3	16.7
<i>moyenne</i>	8.9	8.5	10.7	16.7
<i>ET</i>	2.1	1.8	2.1	3.7

Table 4.6 - Erreurs RMS moyennes entre mesure et simulation pour chaque ddl de la jambe droite et pour chaque sujet avec une flexion plantaire maximale.

Deux points sont alors discutables :

- la définition du critère d'évaluation.
- le champ de recherche des valeurs de pondérations optimales.

Nous avons choisi ce critère de manière en prendre en compte deux des spécificités les plus marquées de la marche, à savoir le pic de flexion du genou et la poulaine. En revanche, si la flexion du genou semble permettre un respect partiel de la tâche secondaire affectée au déplacement vertical du talon, la flexion de la cheville ne paraît pas répondre de la même manière. En effet, en phase d'appui la simulation adopte un comportement inverse à ce niveau. Ensuite, le champ de recherche des valeurs de pondération est relativement restreint. Dès lors, il est possible que les valeurs de pondérations obtenues soient issues d'un minimum local. Une plus vaste recherche permettrait de vérifier cette possibilité. Cependant, malgré une intention de réduire le temps nécessaire à une simulation, l'ensemble des pas d'une condition demande une période de calculs d'environ 5 à 6 heures ce qui limite le nombre de simulation réalisables.

Par ailleurs, la remarque faite précédemment sur la flexion de la cheville pendant la phase d'appui nous conduit à la conclusion que la contrainte de déplacement affectée au talon en oscillation ne suffit pas à décrire le mouvement du pas. De plus le modèle de pied que nous avons proposé permet la progression du centre de pression visible mais la chronologie n'est pas respectée puisque ce basculement se fait de manière continue. Des méthodes de cinématique directe proposent de segmenter le mouvement en différentes phases délimitées par des instants clés [Zeltzer1982, Boulic1990, Sun2001] afin de simplifier sa reproduction. Il est alors envisageable d'effectuer le même type de fractionnement et d'affecter des tâches secondaires différentes suivant la phase en cours. En parallèle, plusieurs représentations simplifiées du pied ont été proposées dans la littérature et révèlent des résultats différents. Adamczyk et collaborateurs montrent même que dans le cas où celui-ci est représenté par un arc de cercle, le rayon de cet arc a un effet sur la redirection du centre de masse pendant la transition entre deux pas [Adamczyk2006]. Il serait alors enrichissant d'évaluer l'impact de différentes représentations du pied sur la phase d'appui (simple et double).

Enfin, la mise en œuvre actuelle, d'un point de vue programmation, ne nous permet pas de considérer les angles d'élévations et donc leur propriété de covariance. Cette caractéristique se retrouve pourtant dans un grand nombre d'activités, son ajout dans les tâches secondaires pourrait-être également envisageable et permettrait notamment de décrire une partie du mouvement de la jambe d'appui.

Néanmoins, notre méthodologie fournit également des résultats prometteurs. En premier lieu, nous avons proposé une nouvelle manière de gérer les butées articulaires. Celles-ci sont directement contrôlées au niveau de l'influence donnée à un ddl dans la matrice jacobienne. Cette représentation des limites articulaires, inspirée des contraintes d'inégalité utilisées en simulation musculo-squelettique, permet alors deux observations :

- les butées sont strictement respectées tandis qu'une tâche secondaire ne certifie pas leur respect.
- le coût de calcul engendré par cette méthodologie est nettement inférieur à celui requis par un algorithme de minimisation.

Ensuite, bien qu'elle ne soit pas totalement suivie, la trajectoire du talon en oscillation suit un profil similaire à l'équation polynomiale donnée en argument. Le poids que nous lui avons affecté ne semble pas suffisant pour que celle-ci montre l'amplitude des mesures. Nous pouvons cependant conclure que notre approche, consistant à donner uniquement la position du prochain

contact au sol comme consigne de déplacement, est envisageable pour la simulation de la marche. Bien que ce modèle soit toujours exprimé dans une dimension atemporelle, nous nous rapprochons ainsi un peu plus d'une véritable cinématique inverse.

En ce qui concerne la simulation de la marche déformée par le syndrome du pied en équin. Les résultats présentés ici montrent des erreurs RMS relativement fortes. En outre, le phénomène de *flessum* du genou au moment du contact au sol semble diminuer avec l'augmentation de la flexion imposée à la cheville. Ces observations poussent vers une réponse négative à la question posée dans ce chapitre : Peut-on induire le phénomène d'adaptation dit du « pied en équin » à un simulateur de marche en supprimant la flexion de l'articulation de la cheville ? Cependant, la simulation de la marche non-pathologique retourne des résultats encore trop approximatifs pour fournir une réponse affirmative à cette interrogation.

Conclusion et perspectives

L'objectif général de ce travail était de mieux comprendre les relations entre les deux niveaux d'analyse de la marche. Ceci nous a conduit à développer des méthodologies basées sur le pas, et non plus sur la foulée, comme échelle de référence. Ainsi, en étudiant le lien entre les trajectoires locomotrices et les positions des contacts au sol, ainsi que celui entre les mouvements segmentaires et ces mêmes contacts au sol, nous avons pu proposer une méthodologie mettant le mouvement au regard de la trajectoire.

La première étude s'est focalisée sur le premier niveau : la génération de trajectoires locomotrices. L'objectif était ici de mieux comprendre le cas particulier qu'est le croisement de piéton en termes d'adaptations de vitesse de marche et de trajectoire. La *distance minimale prédite* est un indice qui nous semble pertinent pour l'analyse de ces situations particulières. En effet, il permet de quantifier les adaptations effectuées par les deux protagonistes et ainsi de mieux comprendre les mécanismes qui permettent l'évitement de collision. En revanche, les données expérimentales à l'origine de son développement impliquaient une distance entre les deux sujets constante au moment où ils prenaient conscience l'un de l'autre. Or, il a été démontré que ces deux paramètres ont une incidence sur la perception et l'évitement d'un obstacle immobile [Fajen2003, Warren2004] et mobile non-réactif [Huber2014]. Nous avons donc proposé de soumettre la MPD à des variations de la distance initiale. Le résultat principal de cette étude concerne la contribution du sujet passant en second qui augmente quand la distance initiale diminue. En outre, bien qu'il n'y ait plus de différence significative au delà de 4 m de distance initiale, le sujet a tendance à utiliser une stratégie en vitesse. En revanche, la chronologie des évolutions de stratégie décrite au cours d'un croisement dans les travaux précédents n'est pas observée dans cette étude. Cette absence peut s'expliquer de deux manières : soit cette chronologie évolue également avec la distance initiale, dans ce cas le faible nombre d'essais par tranche de distance initiale n'a pas permis de la détecter, soit elle n'a pas réellement de sens. Cette deuxième possibilité plaiderait alors pour une stratégie en réaction plutôt qu'une stratégie en planification de la trajectoire. Cette question constitue alors une première perspective à ce travail. Augmenter le nombre de captures de mouvements n'est pas simple en terme logistique mais permettrait d'obtenir la matière nécessaire pour répondre à cette interrogation. La seconde perspective de ce travail concerne l'angle formé entre les directions de progression des

participants. Au même titre que la distance initiale, celui-ci influe sur l'évitement d'obstacle immobile [Fajen2003, Warren2004]. Adapter une nouvelle fois le protocole de manière à prendre en compte ce paramètre permettrait peut être d'expliquer les contradictions existantes entre nos résultats et ceux présentés par Cinelli et Patla [Cinelli2007]. En effet, leurs travaux concernant l'évitement d'un obstacle mobile non réactif de manière frontale montrent que le sujet effectue une adaptation de trajectoire avant de modifier sa vitesse.

Le second travail de cette thèse avait pour ambition de créer un pont entre l'étude des trajectoires locomotrices d'une part et l'analyse des mouvements segmentaires d'autre part. La longueur et la largeur de pas sont des paramètres prépondérants dans l'étude du mouvement de marche et sont établies par l'analyse des contacts des talons au sol. Or, une modification de la trajectoire entraîne nécessairement une modification des positions de ces contacts. Dès lors, un lien entre trajectoire et positions des contacts peut également être la clé du lien entre la trajectoire suivie et les mouvements segmentaires. Sur la base d'une discrétisation de la trajectoire par pas, nous avons effectué une analyse des paramètres spatio-temporels au regard de caractéristiques telles que la courbure de la trajectoire. Cette analyse nous a ensuite conduit à proposer un modèle capable d'estimer la position des contacts au sol avec une précision inférieure à la taille du pied du sujet à partir notamment des informations relatives au pas précédent. Le protocole expérimental mis en place suscite cependant plusieurs interrogations. Dans un premier temps, nous avons mis en évidence un manque d'amplitude dans les valeurs moyennes de courbures des trajectoires, nous empêchant ainsi de situer les limites du modèle proposé. Il serait bénéfique de pouvoir préciser cet aspect dans l'intérêt de son utilisation. Ensuite, le modèle proposé à l'issue de ce travail extrapole la position du prochain contact au sol à partir notamment de contact précédent. Nous avons mis l'erreur de position au regard de la variabilité du pas exposée dans la littérature. Si cette erreur est effectivement liée à la variabilité du pas, celle-ci peut potentiellement se compenser sur les contacts suivants. De ce fait il serait intéressant d'observer le comportement du modèle face à une trajectoire partielle ou complète. Finalement, bien que ce ne soit pas directement en lien avec ce travail de thèse, la méthode de détection des pas en virage constitue un troisième objectif. En effet, nous avons pu voir que celle-ci conduit à une détection de 7.9% de faux positifs sur des trajectoires rectilignes contre les 5% attendus. Dans son protocole expérimental Olivier [Olivier2008a] avait matérialisé les trajectoires au sol, ce qui n'est pas le cas dans notre étude. Cette caractéristique pourrait expliquer nos différences, préciser les coefficients définissant l'espace des pas en ligne droite permettraient alors d'avoir un indicateur totalement fiable et donc précieux pour la communauté scientifique dans le domaine de la locomotion humaine.

Enfin, l'objectif de la troisième étude était de générer les mouvements segmentaires des membres inférieurs correspondant à des positions de contacts au sol. Bien que nous nous soyons basé sur une méthodologie déjà éprouvée dans ce domaine, nous avons profondément modifié son fonctionnement. Les résultats que nous exposons ici présentent des erreurs RMS encore élevées que ce soit pour la marche normale ou la marche pathologique. Ils mettent cependant en valeur notre conclusion principale : à condition de spécifier les bonnes tâches secondaires, la méthode de linéarisation locale peut permettre de générer les mouvements segmentaires en ayant seulement besoin de la position à atteindre et plus de la poulaine au cours de la phase oscillante. Pour aboutir à ce fonctionnement, un certain nombre de modifications sont nécessaires. D'une part, la prise en considération de la propriété de covariance des angles d'élévation nous paraît être la première orientation à prendre. Quelle que soit son origine, son existence est maintenant démontrée et cela permettrait de mettre en lien les rotations du genou et de la cheville lors des déplacements verticaux du talon en oscillation. Par ailleurs, nous avons utilisé une représentation fortement simplifiée du pied. Une perspective évidente d'étude quant à la génération du mouvement du pied en appui consiste à employer d'autres modélisations afin d'évaluer leurs impacts sur la flexion

de la cheville. Enfin, de manière plus générale, notre simulateur est toujours cantonné à une représentation des variables en fonction de la distance normalisée. Celle-ci n'est pas intuitive et ne correspond pas à la notion de mouvement. En conséquence le premier travail à effectuer dans le cadre de l'utilisation de notre méthodologie serait d'introduire la notion de temporalité. Une piste réside dans le lien qui existe entre vitesse de marche, longueur de pas et fréquence de pas.

Annexes

Bibliographie

- [Ackermann2010] Ackermann, M. et van den Bogert, A. J. *Optimality principles for model-based prediction of human gait*. Journal of biomechanics, vol. 43, n° 6, pages 1055–1060, 2010.
- [Adamczyk2006] Adamczyk, P. G., Collins, S. H. et Kuo, A. D. *The advantages of a rolling foot in human walking*. Journal of Experimental Biology, vol. 209, n° 20, pages 3953–3963, 2006.
- [Akram2010a] Akram, S. B., Frank, J. S. et Chenouri, S. *Turning behavior in healthy older adults : Is there a preference for step versus spin turns ?* Gait & posture, vol. 31, n° 1, pages 23–26, 2010.
- [Akram2010b] Akram, S. B., Frank, J. S. et Fraser, J. *Coordination of segments reorientation during on-the-spot turns in healthy older adults in eyes-open and eyes-closed conditions*. Gait & posture, vol. 32, n° 4, pages 632–636, 2010.
- [Albert2003] Albert, A. et Gerth, W. *Analytic path planning algorithms for bipedal robots without a trunk*. Journal of Intelligent and Robotic Systems, vol. 36, n° 2, pages 109–127, 2003.
- [Alexander2003] Alexander, R. M. Principles of animal locomotion. Princeton University Press, 2003.
- [Andriacchi1977] Andriacchi, T., Ogle, J. et Galante, J. *Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements*. Journal of biomechanics, vol. 10, n° 4, pages 261–268, 1977.
- [Arechavaleta2006a] Arechavaleta, G., Laumond, J.-P., Hicheur, H. et Berthoz, A. *The nonholonomic nature of human locomotion : a modeling study*. In Bio-medical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on, pages 158–163. IEEE, 2006.
- [Arechavaleta2006b] Arechavaleta, G., Laumond, J.-P., Hicheur, H. et Berthoz, A. *Optimizing principles underlying the shape of trajectories in goal oriented locomotion for humans*. In Humanoid Robots, 2006 6th IEEE-RAS International Conference on, pages 131–136. IEEE, 2006.
- [Azevedo2007] Azevedo, C., Espiau, B., Amblard, B. et Assaiante, C. *Bipedal locomotion : toward unified concepts in robotics and neuroscience*. Biological Cybernetics, vol. 96, n° 2, pages 209–228, 2007.

- [Basili2013] Basili, P., Saglam, M., Kruse, T., Huber, M., Kirsch, A. et Glasauer, S. *Strategies of locomotor collision avoidance*. Gait & Posture, vol. 37, n° 3, pages 385 – 390, 2013.
- [Beaupied2003] Beaupied, H. et al. *Etude mécanique et énergétique de la marche, de la course et de la transition marche-cours : influence de la spécialité athlétique*. 2003.
- [Begon2005a] Begon, M. et Lacouture, P. *Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif*. Movement & Sport Sciences, n° 2, pages 11–33, 2005.
- [Begon2005b] Begon, M. et Lacouture, P. *Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif*. Movement & Sport Sciences, n° 2, pages 35–60, 2005.
- [Bejek2006] Bejek, Z., Paroczai, R., Illyes, A. et Kiss, R. *The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, vol. 14, n° 7, pages 612–622, 2006.
- [Bennequin2009] Bennequin, D., Fuchs, R., Berthoz, A. et Flash, T. *Movement timing and invariance arise from several geometries*. PLoS computational biology, vol. 5, n° 7, page e1000426, 2009.
- [Bianchi1998] Bianchi, L., Angelini, D., Orani, G. et Lacquaniti, F. *Kinematic coordination in human gait : relation to mechanical energy cost*. Journal of neurophysiology, vol. 79, n° 4, pages 2155–2170, 1998.
- [Borghese1996] Borghese, N. A., Bianchi, L. et Lacquaniti, F. *Kinematic determinants of human locomotion*. The Journal of Physiology, vol. 494, n° Pt 3, pages 863–879, 1996.
- [Boulic1990] Boulic, R., Thalmann, N. M. et Thalmann, D. *A global human walking model with real-time kinematic personification*. The visual computer, vol. 6, n° 6, pages 344–358, 1990.
- [Bruening2012a] Bruening, D. A., Cooney, K. M. et Buczek, F. L. *Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I : Model repeatability and kinematic validity*. Gait & posture, vol. 35, n° 4, pages 529–534, 2012.
- [Bruening2012b] Bruening, D. A., Cooney, K. M. et Buczek, F. L. *Analysis of a kinetic multi-segment foot model part II : Kinetics and clinical implications*. Gait & posture, vol. 35, n° 4, pages 535–540, 2012.
- [Cappozzo2005] Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A. et Chiari, L. *Human movement analysis using stereophotogrammetry : Part 1 : theoretical background*. Gait & posture, vol. 21, n° 2, pages 186–196, 2005.
- [Castelan2009] Castelan, M. et Arechavaleta, G. *Approximating the reachable space of human walking paths : a low dimensional linear approach*. In Humanoid Robots, 2009. Humanoids 2009. 9th IEEE-RAS International Conference on, pages 81–86, Dec 2009.
- [Cavagna1963] Cavagna, G., Saibene, F. et Margaria, R. *External work in walking*. Journal of applied physiology, vol. 18, pages 1–9, 1963.
- [Cavagna1966] Cavagna, G. et Margaria, R. *Mechanics of walking*. Journal of applied physiology, vol. 21, pages 271–278, 1966.

- [Cavagna1976] Cavagna, G. A., Thys, H. et Zamboni, A. *The sources of external work in level walking and running*. The Journal of physiology, vol. 262, n° 3, pages 639–657, 1976.
- [Cavagna1986] Cavagna, G. A. et Franzetti, P. *The determinants of the step frequency in walking in humans*. The Journal of Physiology, vol. 373, n° 1, pages 235–242, 1986.
- [Chen2013] Chen, I.-H., Yang, Y.-R., Cheng, S.-J. et Wang, R.-Y. *Differences in Kinematic and Electromyographic Characteristics Between Young and Older Adults During Circular Turning*. International Journal of Gerontology, vol. 7, n° 3, pages 162 – 166, 2013.
- [Cheng1998] Cheng, C.-K., Chen, H.-H., Kuo, H.-H., Lee, C.-L., Chen, W.-J. et Liu, C.-L. *A three-dimensional mathematical model for predicting spinal joint force distribution during manual liftings*. Clinical Biomechanics, vol. 13, n° 1, Supplement 1, pages S59 – S64, 1998.
- [Chèze1995] Chèze, L., Fregly, B. et Dimnet, J. *A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data*. Journal of biomechanics, vol. 28, n° 7, pages 879–884, 1995.
- [Chèze1998] Chèze, L., Fregly, B. et Dimnet, J. *Determination of joint functional axes from noisy marker data using the finite helical axis*. Human Movement Science, vol. 17, n° 1, pages 1–15, 1998.
- [Chéze2000] Chéze, L. *Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data*. Journal of Biomechanics, vol. 33, n° 12, pages 1695–1699, 2000.
- [Cinelli2007] Cinelli, M. E. et Patla, A. E. *Travel path conditions dictate the manner in which individuals avoid collisions*. Gait & posture, vol. 26, n° 2, pages 186–193, 2007.
- [Cinelli2008] Cinelli, M. E. et Patla, A. E. *Locomotor avoidance behaviours during a visually guided task involving an approaching object*. Gait & posture, vol. 28, n° 4, pages 596–601, 2008.
- [Cinelli2012] Cinelli, M. et Warren, W. H. *Do walkers follow their heads? Investigating the role of head rotation in locomotor control*. Experimental brain research, vol. 219, n° 2, pages 175–190, 2012.
- [Collins2005] Collins, S., Ruina, A., Tedrake, R. et Wisse, M. *Efficient bipedal robots based on passive-dynamic walkers*. Science, vol. 307, n° 5712, pages 1082–1085, 2005.
- [Courtine2003a] Courtine, G. et Schieppati, M. *Human walking along a curved path. I. Body trajectory, segment orientation and the effect of vision*. European Journal of Neuroscience, vol. 18, n° 1, pages 177–190, 2003.
- [Courtine2003b] Courtine, G. et Schieppati, M. *Human walking along a curved path. II. Gait features and EMG patterns*. European Journal of Neuroscience, vol. 18, n° 1, pages 191–205, 2003.
- [Courtine2004] Courtine, G. et Schieppati, M. *Tuning of a basic coordination pattern constructs straight-ahead and curved walking in humans*. Journal of neurophysiology, vol. 91, n° 4, pages 1524–1535, 2004.
- [Courtine2006] Courtine, G., Papaxanthis, C. et Schieppati, M. *Coordinated modulation of locomotor muscle synergies constructs straight-ahead and curvilinear walking in humans*. Experimental brain research, vol. 170, n° 3, pages 320–335, 2006.

- [Crompton1998] Crompton, R. H., Weijie, L. Y. W., Günther, M. et Savage, R. *The mechanical effectiveness of erect and bent-hip, bent-knee bipedal walking in *Australopithecus afarensis**. Journal of Human Evolution, vol. 35, n° 1, pages 55–74, 1998.
- [Curtze2009] Curtze, C., Hof, A. L., van Keeken, H. G., Halbertsma, J. P., Postema, K. et Otten, B. *Comparative roll-over analysis of prosthetic feet*. Journal of biomechanics, vol. 42, n° 11, pages 1746–1753, 2009.
- [Cutting1977] Cutting, J. E. et Kozlowski, L. T. *Recognizing friends by their walk : Gait perception without familiarity cues*. Bulletin of the psychonomic society, vol. 9, n° 5, pages 353–356, 1977.
- [Cutting1995] Cutting, J. E., Vishton, P. M. et Braren, P. A. *How we avoid collisions with stationary and moving objects*. Psychological review, vol. 102, n° 4, page 627, 1995.
- [Cutting2002] Cutting, J. E., Readinger, W. O. et Wang, R. F. *Walking, looking to the side, and taking curved paths*. Perception & psychophysics, vol. 64, n° 3, pages 415–425, 2002.
- [Danion2003] Danion, F., Varraine, E., Bonnard, M. et Pailhous, J. *Stride variability in human gait : the effect of stride frequency and stride length*. Gait and Posture, vol. 18, pages 69–77, 2003.
- [Dayan2007] Dayan, E., Casile, A., Levit-Binnun, N., Giese, M. A., Hendler, T. et Flash, T. *Neural representations of kinematic laws of motion : evidence for action-perception coupling*. Proceedings of the National Academy of Sciences, vol. 104, n° 51, pages 20582–20587, 2007.
- [De Leva1996] De Leva, P. *Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters*. Journal of biomechanics, vol. 29, n° 9, pages 1223–1230, 1996.
- [de Looze1992] de Looze, M., Kingma, I., Bussmann, J. et Toussaint, H. *Validation of a dynamic linked segment model to calculate joint moments in lifting*. Clinical Biomechanics, vol. 7, n° 3, pages 161 – 169, 1992.
- [Decker2006] Decker, L., Renous, S., Berge, C. et Penin, X. *Analyse Procuste du cyclogramme de la cheville : comparaison de différentes spécialités de sprint*. Comptes Rendus Palevol, vol. 5, n° 3, pages 571–581, 2006.
- [Decker2007] Decker, L., Berge, C., Renous, S. et Penin, X. *An alternative approach to normalization and evaluation for gait patterns : Procrustes analysis applied to the cyclograms of sprinters and middle-distance runners*. Journal of biomechanics, vol. 40, n° 9, pages 2078–2087, 2007.
- [Dempster1955] Dempster, W. *Space requirements of the seated operator : Geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs (Wright Air Development Center Tech. Rep. No. 55-159)*. Dayton, OH : Wright-Patterson Air Force Base, WADC.(National Technical Information Service No. AD-087892), 1955.
- [Dixon2013] Dixon, P. C., Stebbins, J., Theologis, T. et Zavatsky, A. B. *Spatio-temporal parameters and lower-limb kinematics of turning gait in typically developing children*. Gait & posture, vol. 38, n° 4, pages 870–875, 2013.
- [Donelan2001] Donelan, J. M., Kram, R. et al. *Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking*. Proceedings of the Royal

- Society of London. Series B : Biological Sciences, vol. 268, n° 1480, pages 1985–1992, 2001.
- [Donelan2002] Donelan, J. M., Kram, R. et Kuo, A. D. *Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking*. Journal of Experimental Biology, vol. 205, n° 23, pages 3717–3727, 2002.
- [Dosey1969] Dosey, M. A. et Meisels, M. *Personal space and self-protection*. Journal of Personality and Social Psychology, vol. 11, n° 2, page 93, 1969.
- [Drillis1966] Drillis, R., Contini, R. et Maurice Bluestein, M. *Body Segment Parameters*1. 1966.
- [Ducourant2005] Ducourant, T., Vieilledent, S., Kerlirzin, Y. et Berthoz, A. *Timing and distance characteristics of interpersonal coordination during locomotion*. Neuroscience letters, vol. 389, n° 1, pages 6–11, 2005.
- [Evans2007] Evans, G. W. et Wener, R. E. *Crowding and personal space invasion on the train : Please don't make me sit in the middle*. Journal of Environmental Psychology, vol. 27, n° 1, pages 90–94, 2007.
- [Fajen2003] Fajen, B. R. et Warren, W. H. *Behavioral dynamics of steering, obstacle avoidance, and route selection*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 29, n° 2, page 343, 2003.
- [Fajen2005] Fajen, B. R. *Calibration, information, and control strategies for braking to avoid a collision*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 31, n° 3, page 480, 2005.
- [Fitzpatrick2006] Fitzpatrick, R. C., Butler, J. E. et Day, B. L. *Resolving head rotation for human bipedalism*. Current biology, vol. 16, n° 15, pages 1509–1514, 2006.
- [Flash1985] Flash, T. et Hogan, N. *The coordination of arm movements : an experimentally confirmed mathematical model*. The journal of Neuroscience, vol. 5, n° 7, pages 1688–1703, 1985.
- [Franchak2010] Franchak, J. M. et Adolph, K. E. *Visually guided navigation : Head-mounted eye-tracking of natural locomotion in children and adults*. Vision research, vol. 50, n° 24, page 2766, 2010.
- [Fusco2008a] Fusco, N. *Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique*. Thèse, University Rennes2, 2008.
- [Fusco2008b] Fusco, N. et Crétual, A. *Instantaneous treadmill speed determination using subject's kinematic data*. Gait & posture, vol. 28, n° 4, pages 663–667, 2008.
- [Gabell1984] Gabell, A. et Nayak, U. *The Effect of Age on Variability in Gait*. Journal of Gerontology, vol. 39, n° 6, pages 662–666, 1984.
- [Gage1989] Gage, J. *An overview of normal walking*. Instructional course lectures, vol. 39, pages 291–303, 1989.
- [Gajer1997] Gajer, B., Durey, A., Hanon, C. et Thepaut-Mathieu, C. *La poulaine : une représentation complexe de la foulée*. Science & Sports, vol. 12, pages 24s–25s, 1997.
- [Gérin-Lajoie2006] Gérin-Lajoie, M., Richards, C. L. et McFadyen, B. J. *The circumvention of obstacles during walking in different environmental contexts : a comparison between older and younger adults*. Gait & posture, vol. 24, n° 3, pages 364–369, 2006.

- [Gilchrist1996] Gilchrist, L. et Winter, D. *A two-part, viscoelastic foot model for use in gait simulations*. Journal of Biomechanics, vol. 29, n° 6, pages 795 – 798, 1996.
- [Girard1985] Girard, M. et Maciejewski, A. A. *Computational modeling for the computer animation of legged figures*. vol. 19, n° 3, pages 263–270, 1985.
- [Glaister2007] Glaister, B. C., Bernatz, G. C., Klute, G. K. et Orendurff, M. S. *Video task analysis of turning during activities of daily living*. Gait & posture, vol. 25, n° 2, pages 289–294, 2007.
- [Goodman2004] Goodman, M. J., Menown, J. L., West Jr, J. M., Barr, K. M., Vander Linden, D. W. et McMulkin, M. L. *Secondary gait compensations in individuals without neuromuscular involvement following a unilateral imposed equinus constraint*. Gait & posture, vol. 20, n° 3, pages 238–244, 2004.
- [Gordon2003] Gordon, K., Ferris, D. et Kuo, A. *Reducing vertical center of mass movement during human walking doesnt necessarily reduce metabolic cost*. In Proc. 27-th Annual Meeting. American Society Biomechanics, Toledo, OH, 2003.
- [Goswami1998] Goswami, A., Thuilot, B. et Espiau, B. *A study of the passive gait of a compass-like biped robot symmetry and chaos*. The International Journal of Robotics Research, vol. 17, n° 12, pages 1282–1301, 1998.
- [Grasso1998] Grasso, R., Prévost, P., Ivanenko, Y. P. et Berthoz, A. *Eye-head co-ordination for the steering of locomotion in humans : an anticipatory synergy*. Neuroscience Letters, vol. 253, n° 2, pages 115–118, 1998.
- [Grasso2000] Grasso, R., Zago, M. et Lacquaniti, F. *Interactions between posture and locomotion : motor patterns in humans walking with bent posture versus erect posture*. Journal of Neurophysiology, vol. 83, n° 1, pages 288–300, 2000.
- [Grasso2004] Grasso, R., Ivanenko, Y. P., Zago, M., Molinari, M., Scivoletto, G., Castellano, V., Macellari, V. et Lacquaniti, F. *Distributed plasticity of locomotor pattern generators in spinal cord injured patients*. Brain, vol. 127, n° 5, pages 1019–1034, 2004.
- [Greville1959] Greville, T. *The pseudoinverse of a rectangular or singular matrix and its application to the solution of systems of linear equations*. SIAM review, vol. 1, n° 1, pages 38–43, 1959.
- [Gribble1996] Gribble, P. L. et Ostry, D. J. *Origins of the power law relation between movement velocity and curvature : modeling the effects of muscle mechanics and limb dynamics*. Origins, vol. 76, n° 5, 1996.
- [Grieve1966] Grieve, D. et Gear, R. J. *The relationships between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults*. Ergonomics, vol. 9, n° 5, pages 379–399, 1966.
- [Gérin-Lajoie2005] Gérin-Lajoie, M., Richards, C. L. et McFadyen, B. J. *The Negotiation of Stationary and Moving Obstructions During Walking : Anticipatory Locomotor Adaptations and Preservation of Personal Space*. Motor control, vol. 9, pages 242–269, 2005.
- [Gérin-Lajoie2008] Gérin-Lajoie, M., Richards, C. L., Fung, J. et McFadyen, B. J. *Characteristics of personal space during obstacle circumvention in physical and virtual environments*. Gait & Posture, vol. 27, n° 2, pages 239 – 247, 2008.

- [Hall1966] Hall, E. *The hidden dimension*. Doubleday, Garden City, 1966.
- [Hanna2008] Hanna, M., Fung, J. et Lamontagne, A. *Is extra-retinal information needed to control steering of locomotion in presence of a rotational optic flow ?* In *Virtual Rehabilitation*, 2008, pages 54–59. IEEE, 2008.
- [Hansen2004a] Hansen, A. H., Childress, D. S. et Knox, E. H. *Roll-over shapes of human locomotor systems : effects of walking speed*. *Clinical Biomechanics*, vol. 19, n° 4, pages 407–414, 2004.
- [Hansen2004b] Hansen, A. H., Childress, D. S. et Miff, S. C. *Roll-over characteristics of human walking on inclined surfaces*. *Human movement science*, vol. 23, n° 6, pages 807–821, 2004.
- [Hansen2010] Hansen, A. H. et Childress, D. S. *Investigations of roll-over shape : implications for design, alignment, and evaluation of ankle-foot prostheses and orthoses*. *Disability & Rehabilitation*, vol. 32, n° 26, pages 2201–2209, 2010.
- [Hase1999] Hase, K. et Stein, R. *Turning strategies during human walking*. *Journal of Neurophysiology*, vol. 81, n° 6, pages 2914–2922, 1999.
- [Hausdorff1995] Hausdorff, J. M., Peng, C., Ladin, Z., Wei, J. Y. et Goldberger, A. L. *Is walking a random walk ? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait*. *Journal of Applied Physiology*, vol. 78, n° 1, pages 349–358, 1995.
- [Hausdorff1996] Hausdorff, J. M., Purdon, P. L., Peng, C., Ladin, Z., Wei, J. Y. et Goldberger, A. L. *Fractal dynamics of human gait : stability of long-range correlations in stride interval fluctuations*. *Journal of Applied Physiology*, vol. 80, n° 5, pages 1448–1457, 1996.
- [Hediger1955] Hediger, H. *Studies of the psychology and behaviour of animals in zoos and circuses*. Butterworths Science Pub., 1955.
- [Hicheur2005a] Hicheur, H., Vieilledent, S., Richardson, M., Flash, T. et Berthoz, A. *Velocity and curvature in human locomotion along complex curved paths : a comparison with hand movements*. *Experimental brain research*, vol. 162, n° 2, pages 145–154, 2005.
- [Hicheur2005b] Hicheur, H. et Berthoz, A. *How do humans turn ? Head and body movements for the steering of locomotion* Halim Hicheur and Alain Berthoz. In *Humanoid Robots, 2005 5th IEEE-RAS International Conference on*, pages 265–270. IEEE, 2005.
- [Hicheur2005c] Hicheur, H., Vieilledent, S. et Berthoz, A. *Head motion in humans alternating between straight and curved walking path : combination of stabilizing and anticipatory orienting mechanisms*. *Neuroscience letters*, vol. 383, n° 1, pages 87–92, 2005.
- [Hicheur2006] Hicheur, H., Terekhov, A. V. et Berthoz, A. *Intersegmental Coordination During Human Locomotion : Does Planar Covariation of Elevation Angles Reflect Central Constraints ?* *Journal of Neurophysiology*, vol. 96, n° 3, pages 1406–1419, 2006.
- [Hicheur2007] Hicheur, H., Pham, Q.-C., Arechavaleta, G., Laumond, J.-P. et Berthoz, A. *The formation of trajectories during goal-oriented locomotion in humans. I. A stereotyped behaviour*. *European Journal of Neuroscience*, vol. 26, n° 8, pages 2376–2390, 2007.

- [Higginson2006] Higginson, J., Zajac, F., Neptune, R., Kautz, S., Burgar, C. et Delp, S. *Effect of equinus foot placement and intrinsic muscle response on knee extension during stance*. *Gait & posture*, vol. 23, n° 1, pages 32–36, 2006.
- [Hollands2001] Hollands, M., Sorensen, K. et Patla, A. *Effects of head immobilization on the coordination and control of head and body reorientation and translation during steering*. *Experimental brain research*, vol. 140, n° 2, pages 223–233, 2001.
- [Hollands2002] Hollands, M. A., Patla, A. et Vickers, J. *Look where you're going! : gaze behaviour associated with maintaining and changing the direction of locomotion*. *Experimental Brain Research*, vol. 143, n° 2, pages 221–230, 2002.
- [Hollands2004] Hollands, M. A., Zivara, N. V. et Bronstein, A. M. *A new paradigm to investigate the roles of head and eye movements in the coordination of whole-body movements*. *Experimental brain research*, vol. 154, n° 2, pages 261–266, 2004.
- [Holt1995] Holt, K. G., Jeng, S. F., Ratcliffe, R. et Hamill, J. *Energetic cost and stability during human walking at the preferred stride frequency*. *Journal of motor behavior*, vol. 27, n° 2, pages 164–178, 1995.
- [Holt2004] Holt, C. C. *Forecasting seasonals and trends by exponentially weighted moving averages*. *International Journal of Forecasting*, vol. 20, n° 1, pages 5 – 10, 2004.
- [Huber2014] Huber, M., Su, Y.-H., Krüger, M., Faschian, K., Glasauer, S. et Hermsdörfer, J. *Adjustments of Speed and Path when Avoiding Collisions with Another Pedestrian*. *PLoS ONE*, vol. 9, n° 2, page e89589, 02 2014.
- [Hurmuzlu2004] Hurmuzlu, Y., Génot, F. et Brogliato, B. *Modeling, stability and control of biped robots : a general framework*. *Automatica*, vol. 40, n° 10, pages 1647–1664, 2004.
- [Huxham2006] Huxham, F., Gong, J., Baker, R., Morris, M. et Iansek, R. *Defining spatial parameters for non-linear walking*. *Gait & Posture*, vol. 23, n° 2, pages 159 – 163, 2006.
- [Inman1981] Inman, V. T., Ralston, H. J. et Todd, F. *Human walking*. Williams & Wilkins, 1981.
- [Ivanenko2002] Ivanenko, Y. P., Grasso, R., Macellari, V. et Lacquaniti, F. *Two-thirds power law in human locomotion : role of ground contact forces*. *Neuroreport*, vol. 13, n° 9, pages 1171–1174, 2002.
- [Ivanenko2007] Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., Dominici, N., Poppele, R. E. et Lacquaniti, F. *Modular control of limb movements during human locomotion*. *The Journal of Neuroscience*, vol. 27, n° 41, pages 11149–11161, 2007.
- [Ivanenko2008] Ivanenko, Y. P., d'Avella, A., Poppele, R. E. et Lacquaniti, F. *On the Origin of Planar Covariation of Elevation Angles During Human Locomotion*. *Journal of Neurophysiology*, vol. 99, n° 4, pages 1890–1898, 2008.
- [Jordan2007] Jordan, K., Challis, J. H. et Newell, K. M. *Walking speed influences on gait cycle variability*. *Gait & Posture*, vol. 26, n° 1, pages 128 – 134, 2007.

- [Kaiser1993] Kaiser, M. K. et Mowafy, L. *Optical specification of time-to-passage : observers' sensitivity to global tau*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 19, n° 5, page 1028, 1993.
- [Kajita1991] Kajita, S. et Tani, K. *Study of dynamic biped locomotion on rugged terrain-derivation and application of the linear inverted pendulum mode*. pages 1405–1411, 1991.
- [Kajita1992] Kajita, S., Yamamura, T. et Kobayashi, A. *Dynamic walking control of a biped robot along a potential energy conserving orbit*. Robotics and Automation, IEEE Transactions on, vol. 8, n° 4, pages 431–438, 1992.
- [Kang2008] Kang, H. G. et Dingwell, J. B. *Separating the effects of age and walking speed on gait variability*. Gait & Posture, vol. 27, n° 4, pages 572 – 577, 2008.
- [Kapandji1985] Kapandji, I. Physiologie articulaire fascicule 2 : membre inférieur. Paris : Maloine, 1985.
- [Kirtley1985] Kirtley, C., Whittle, M. W. et Jefferson, R. *Influence of walking speed on gait parameters*. Journal of Biomedical Engineering, vol. 7, n° 4, pages 282–288, 1985.
- [Kirtley2006] Kirtley, C. Clinical gait analysis : theory and practice. Elsevier Health Sciences, 2006.
- [Kito2006] Kito, T. et Yoneda, T. *Dominance of gait cycle duration in casual walking*. Human Movement Science, vol. 25, n° 3, pages 383 – 392, 2006.
- [Kulpa2005] Kulpa, R. *Adaptation interactive et performante des mouvements d'humanoïdes synthétiques : aspects cinématique, cinétique et dynamique*. Thèse, 2005.
- [Kuo2007] Kuo, A. D. *The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy : A dynamic walking perspective*. Human Movement Science, vol. 26, n° 4, pages 617 – 656, 2007. <ce :title>European Workshop on Movement Science 2007</ce :title> <xocs :full-name>European Workshop on Movement Science 2007</xocs :full-name>.
- [Lacquaniti1983] Lacquaniti, F., Terzuolo, C. et Viviani, P. *The law relating the kinematic and figural aspects of drawing movements*. Acta Psychologica, vol. 54, n° 1Ü3, pages 115 – 130, 1983.
- [Lacquaniti1999] Lacquaniti, F., Grasso, R. et Zago, M. *Motor patterns in walking*. Physiology, vol. 14, n° 4, pages 168–174, 1999.
- [Leardini1999] Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G. et Giannini, S. *Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location*. Journal of biomechanics, vol. 32, n° 1, pages 99–103, 1999.
- [Lee1976] Lee, D. N. et al. *A theory of visual control of braking based on information about time-to-collision*. Perception, vol. 5, n° 4, pages 437–459, 1976.
- [Lee1997] Lee, D., Port, N. L. et Georgopoulos, A. P. *Manual interception of moving targets II. On-line control of overlapping submovements*. Experimental Brain Research, vol. 116, n° 3, pages 421–433, 1997.

- [Liegeois1977] Liegeois, A. *Automatic supervisory control of the configuration and behavior of multibody mechanisms*. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, vol. 7, n° 12, pages 868–871, 1977.
- [Liu2013] Liu, Y., Lu, K., Yan, S., Sun, M., Lester, D. K. et Zhang, K. *Gait phase varies over velocities*. Gait & Posture, n° 0, pages –, 2013.
- [MacLellan2010] MacLellan, M. et McFadyen, B. *Segmental control for adaptive locomotor adjustments during obstacle clearance in healthy young adults*. Experimental Brain Research, vol. 202, n° 2, pages 307–318, 2010.
- [Martin2013] Martin, C., Bideau, B., Ropars, M., Delamarche, P. et kulpa, R. *Upper limb joint kinetic analysis during tennis serve : assessment of competitive level on efficiency and injury risks*. Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, vol. –, page doi : 10.1111/sms.12043, 2013.
- [McGeer1990] McGeer, T. *Passive dynamic walking*. the international journal of robotics research, vol. 9, n° 2, pages 62–82, 1990.
- [Miff2008] Miff, S. C., Hansen, A. H., Childress, D. S., Gard, S. A. et Meier, M. R. *Roll-over shapes of the able-bodied knee–ankle–foot system during gait initiation, steady-state walking, and gait termination*. Gait & posture, vol. 27, n° 2, pages 316–322, 2008.
- [Mombaur2010] Mombaur, K., Truong, A. et Laumond, J.-P. *From human to humanoid locomotion: An inverse optimal control approach*. Autonomous robots, vol. 28, n° 3, pages 369–383, 2010.
- [Neptune2008] Neptune, R. R., Sasaki, K. et Kautz, S. A. *The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics*. Gait & posture, vol. 28, n° 1, pages 135–143, 2008.
- [Nicolas2007] Nicolas, G. *Des données anatomiques à la simulation de la locomotion bipède. Application à l'Homme, au Chimpanzé et à Lucy (A.L. 288-1)*. Thèse, Université de Rennes 2, 2007.
- [Nilsson1985] Nilsson, J., Thorstensson, A. et HALBERTSMA, J. *Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans*. Acta Physiologica Scandinavica, vol. 123, n° 4, pages 457–475, 1985.
- [Olivier2008a] Olivier, A.-H. *Analyse dans le plan courbure-vitesse d'un changement de direction lors de la marche*. Thèse, Université de Rennes 2, 2008.
- [Olivier2008b] Olivier, A.-H., Fusco, N. et Crétual, A. *Local kinematics of human walking along a turn*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 11, n° S1, pages 177–178, 2008.
- [Olivier2010] Olivier, A.-H., Kulpa, R., Ondrej, J., Crétual, A. et Pettré, J. *Interaction between real and virtual humans during walking : perceptual evaluation of a simple device*. In Proceedings of Symposium on Applied Perception in Graphics and Visualization (APGV2010), pages 117–124, 2010.
- [Olivier2012] Olivier, A.-H., Marin, A., Crétual, A. et Pettré, J. *Minimal predicted distance : A common metric for collision avoidance during pairwise interactions between walkers*. Gait & posture, vol. 36, n° 3, pages 399–404, 2012.
- [Olivier2013] Olivier, A.-H., Marin, A., Crétual, A., Berthoz, A. et Pettré, J. *Collision avoidance between two walkers : Role-dependent strategies*. Gait & posture, vol. 38, n° 4, pages 751–756, 2013.

- [Orendurff2004] Orendurff, M. S., Segal, A. D., Klute, G. K., Berge, J. S., Rohr, E. S. et Kadel, N. J. *The effect of walking speed on center of mass displacement*. J Rehabil Res Dev, vol. 41, n° 6A, pages 829–34, 2004.
- [Orendurff2006] Orendurff, M. S., Segal, A. D., Berge, J. S., Flick, K. C., Spanier, D. et Klute, G. K. *The kinematics and kinetics of turning : limb asymmetries associated with walking a circular path*. Gait & posture, vol. 23, n° 1, pages 106–111, 2006.
- [Osaki2007] Osaki, Y., Kunin, M., Cohen, B. et Raphan, T. *Three-dimensional kinematics and dynamics of the foot during walking : a model of central control mechanisms*. Experimental brain research, vol. 176, n° 3, pages 476–496, 2007.
- [Owings2004a] Owings, T. M. et Grabiner, M. D. *Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion*. Journal of Biomechanics, vol. 37, n° 6, pages 935 – 938, 2004.
- [Owings2004b] Owings, T. M. et Grabiner, M. D. *Variability of step kinematics in young and older adults*. Gait & posture, vol. 20, n° 1, pages 26–29, 2004.
- [Park1998] Park, J. H. et Kim, K. D. *Biped robot walking using gravity-compensated inverted pendulum mode and computed torque control*. In Robotics and Automation, 1998. Proceedings. 1998 IEEE International Conference on, volume 4, pages 3528–3533. IEEE, 1998.
- [Paterson2009] Paterson, K. L., Lythgo, N. D. et Hill, K. D. *Gait variability in younger and older adult women is altered by overground walking protocol*. Age and ageing, vol. 38, n° 6, pages 745–748, 2009.
- [Patla1991] Patla, A. E., Prentice, S. D., Robinson, C. et Neufeld, J. *Visual control of locomotion : strategies for changing direction and for going over obstacles*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 17, n° 3, page 603, 1991.
- [Patla1999] Patla, A. E., Adkin, A. et Ballard, T. *Online steering : coordination and control of body center of mass, head and body reorientation*. Experimental brain research, vol. 129, n° 4, pages 629–634, 1999.
- [Patla2004] Patla, A. E., Tomescu, S. S. et Ishac, M. G. *What visual information is used for navigation around obstacles in a cluttered environment ?* Canadian journal of physiology and pharmacology, vol. 82, n° 8-9, pages 682–692, 2004.
- [Paul1981] Paul, R. P. *Robot manipulators : mathematics, programming, and control : the computer control of robot manipulators*. Richard Paul, 1981.
- [Penrose1955] Penrose, R. *A generalized inverse for matrices*. vol. 51, n° 03, pages 406–413, 1955.
- [Pétré2009] Pétré, J., Ondřej, J., Olivier, A.-H., Cretual, A. et Donikian, S. *Experiment-based modeling, simulation and validation of interactions between virtual walkers*. In Proceedings of the 2009 ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation, pages 189–198. ACM, 2009.
- [Pham2007] Pham, Q.-C., Hicheur, H., Arechavaleta, G., Laumond, J.-P. et Berthoz, A. *The formation of trajectories during goal-oriented locomotion*

- in humans. II. A maximum smoothness model.* European Journal of Neuroscience, vol. 26, n° 8, pages 2391–2403, 2007.
- [Prévost2002] Prévost, P., Yuri, I., Renato, G. et Alain, B. *Spatial invariance in anticipatory orienting behaviour during human navigation.* Neuroscience letters, vol. 339, n° 3, pages 243–247, 2002.
- [Ralston1958] Ralston, H. J. *Energy-speed relation and optimal speed during level walking.* Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschliesslich Arbeitsphysiologie, vol. 17, n° 4, pages 277–283, 1958.
- [Ramirez2010] Ramirez, C., Castelan, M. et Arechavaleta, G. *Multilinear decomposition of human walking paths.* In Humanoid Robots (Humanoids), 2010 10th IEEE-RAS International Conference on, pages 492–497, Dec 2010.
- [Raudys2013] Raudys, A., Lenčiauskas, V. et Malčius, E. *Moving Averages for Financial Data Smoothing.* In Information and Software Technologies, pages 34–45. Springer, 2013.
- [Reed-Jones2009] Reed-Jones, R., Reed-Jones, J., Vallis, L. A. et Hollands, M. *The effects of constraining eye movements on visually evoked steering responses during walking in a virtual environment.* Experimental brain research, vol. 197, n° 4, pages 357–367, 2009.
- [Reed1999] Reed, M. P., Manary, M. A. et Schneider, L. W. *Methods for measuring and representing automobile occupant posture.* SAE Technical Paper, n° 1999-01, page 0959, 1999.
- [Ren2010] Ren, L., Howard, D., Ren, L., Nester, C. et Tian, L. *A generic analytical foot rollover model for predicting translational ankle kinematics in gait simulation studies.* Journal of Biomechanics, vol. 43, n° 2, pages 194 – 202, 2010.
- [Richardson2002] Richardson, M. J. et Flash, T. *Comparing smooth arm movements with the two-thirds power law and the related segmented-control hypothesis.* The Journal of Neuroscience, vol. 22, n° 18, pages 8201–8211, 2002.
- [Rushton1998] Rushton, S. K., Harris, J. M., Lloyd, M. R. et Wann, J. P. *Guidance of locomotion on foot uses perceived target location rather than optic flow.* Current Biology, vol. 8, n° 21, pages 1191–1194, 1998.
- [Rushton1999] Rushton, S. K. et Wann, J. P. *Weighted combination of size and disparity : a computational model for timing a ball catch.* Nature Neuroscience, vol. 2, n° 2, pages 186–190, 1999.
- [Sarre2008] Sarre, G., Berard, J., Fung, J. et Lamontagne, A. *Steering behaviour can be modulated by different optic flows during walking.* Neuroscience Letters, vol. 436, n° 2, pages 96 – 101, 2008.
- [Saunders1953] Saunders, J., Inman, V. et Eberhart, H. *The major determinants in normal and pathological gait.* American Journal of Bone & Joint Surgery, vol. 35, pages 543–558, 1953.
- [Schaal2001] Schaal, S. et Sternad, D. *Origins and violations of the 2/3 power law in rhythmic three-dimensional arm movements.* Experimental Brain Research, vol. 136, n° 1, pages 60–72, 2001.
- [Segal2008] Segal, A. D., Orendurff, M. S., Czerniecki, J. M., Shofer, J. B. et Klute, G. K. *Local dynamic stability in turning and straight-line gait.* Journal of Biomechanics, vol. 41, n° 7, pages 1486 – 1493, 2008.

- [Sekiya1996] Sekiya, N., Nagasaki, H., Ito, H. et Furuna, T. *The invariant relationship between step length and step rate during free walking*. Journal of Human Movement Studies, vol. 30, n° 6, pages 241–257, 1996.
- [Sekiya1997] Sekiya, N., Nagasaki, H., Ito, H. et Furuna, T. *Optimal walking in terms of variability in step length*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, vol. 26, n° 5, pages 266–272, 1997.
- [Sekiya1998] Sekiya, N. et Nagasaki, H. *Reproducibility of the walking patterns of normal young adults : test-retest reliability of the walk ratio(step-length/step-rate)*. Gait & Posture, vol. 7, n° 3, pages 225 – 227, 1998.
- [Sommer1959] Sommer, R. Studies in personal space. JSTOR, 1959.
- [Sorel2012] Sorel, A. *Gestion de la variabilité morphologique pour la reconnaissance de gestes naturels à partir de données 3D*. Thèse, Université Rennes 2, 2012.
- [Souman2009] Souman, J. L., Frissen, I., Sreenivasa, M. N. et Ernst, M. O. *Walking Straight into Circles*. Current Biology, vol. 19, n° 18, pages 1538 – 1542, 2009.
- [Sreenivasa2008] Sreenivasa, M. N., Frissen, I., Souman, J. L. et Ernst, M. O. *Walking along curved paths of different angles : the relationship between head and trunk turning*. Experimental brain research, vol. 191, n° 3, pages 313–320, 2008.
- [Srinivasan2007] Srinivasan, S. *LOW-DIMENSIONAL MODELING AND ANALYSIS OF HUMAN GAIT WITH APPLICATION TO THE GAIT OF TRANSTIBIAL PROSTHESIS USERS*. Thèse, Ohio State University, 2007.
- [Strike2009] Strike, S. C. et Taylor, M. J. *The temporal-spatial and ground reaction impulses of turning gait : Is turning symmetrical?* Gait & posture, vol. 29, n° 4, pages 597–602, 2009.
- [Sun2001] Sun, H. C. et Metaxas, D. N. *Automating gait generation*. pages 261–270, 2001.
- [Tafazzoli2010] Tafazzoli, F. et Safabakhsh, R. *Model-based human gait recognition using leg and arm movements*. Engineering Applications of Artificial Intelligence, vol. 23, n° 8, pages 1237 – 1246, 2010.
- [Tanawongsuwan2001] Tanawongsuwan, R. et Bobick, A. *Gait recognition from time-normalized joint-angle trajectories in the walking plane*. vol. 2, pages II–726, 2001.
- [Taylor2005] Taylor, M. J., Dabnichki, P. et Strike, S. *A three-dimensional biomechanical comparison between turning strategies during the stance phase of walking*. Human movement science, vol. 24, n° 4, pages 558–573, 2005.
- [Templer1995] Templer, J. The staircase : studies of hazards, falls, and safer design. MIT press, 1995.
- [Terrier2003] Terrier, P. et Schutz, Y. *Variability of gait patterns during unconstrained walking assessed by satellite positioning (GPS)*. European journal of applied physiology, vol. 90, n° 5-6, pages 554–561, 2003.
- [Tesio2011] Tesio, L., Rota, V. et Perucca, L. *The 3D trajectory of the body centre of mass during adult human walking : Evidence for a speed-curvature power law*. Journal of biomechanics, vol. 44, n° 4, pages 732–740, 2011.

- [Tresilian1991] Tresilian, J. R. *Empirical and theoretical issues in the perception of time to contact*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 17, n° 3, page 865, 1991.
- [Tresilian1999] Tresilian, J. R. *Visually timed action : time-out for ŠtauŠ?* Trends in cognitive sciences, vol. 3, n° 8, pages 301–310, 1999.
- [Vallis2001] Vallis, L. A., Patla, A. E. et Adkin, A. L. *Control of steering in the presence of unexpected head yaw movements*. Experimental brain research, vol. 138, n° 1, pages 128–134, 2001.
- [Vallis2003] Vallis, L. A. et McFadyen, B. J. *Locomotor adjustments for circumvention of an obstacle in the travel path*. Experimental brain research, vol. 152, n° 3, pages 409–414, 2003.
- [Vallis2004] Vallis, L. A. et Patla, A. E. *Expected and unexpected head yaw movements result in different modifications of gait and whole body coordination strategies*. Experimental brain research, vol. 157, n° 1, pages 94–110, 2004.
- [van Emmerik1996] van Emmerik, R. E. A. et Wagenaar, R. *Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking*. Journal of Biomechanics, vol. 29, n° 9, pages 1175–1184, 1996.
- [Vaughan1992] Vaughan, C. L., Davis, B. L. et O'connor, J. C. *Dynamics of human gait*. Human Kinetics Publishers Champaign, Illinois, 1992.
- [Vieilledent2001] Vieilledent, S., Kerlirzin, Y., Dalbera, S. et Berthoz, A. *Relationship between velocity and curvature of a human locomotor trajectory*. Neuroscience letters, vol. 305, n° 1, pages 65–69, 2001.
- [Viviani1982] Viviani, P. et Terzuolo, C. *Trajectory determines movement dynamics*. Neuroscience, vol. 7, n° 2, pages 431–437, 1982.
- [Warren2001] Warren, W. H., Kay, B. A., Zosh, W. D., Duchon, A. P. et Sahuc, S. *Optic flow is used to control human walking*. Nature neuroscience, vol. 4, n° 2, pages 213–216, 2001.
- [Warren2004] Warren, W. H. et Fajen, B. R. *Behavioral dynamics of human locomotion*. Ecological Psychology, vol. 16, n° 1, pages 61–66, 2004.
- [Wilkie2003] Wilkie, R. et Wann, J. *Controlling steering and judging heading : retinal flow, visual direction, and extraretinal information*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 29, n° 2, page 363, 2003.
- [Winter1987] Winter, D. *The biomechanics and motor control of human gait* Waterloo, 1987.
- [Winter1990] Winter, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley. com, 1990.
- [Winter1992] Winter, D. *Foot trajectory in Human gait : A precise and multifactorial motor control task*. Physical therapy, vol. 72, pages 45–55, 1992.
- [Witkin1987] Witkin, A., Fleischer, K. et Barr, A. *Energy constraints on parameterized models*. vol. 21, n° 4, pages 225–232, 1987.
- [Wu2002] Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., DŠLima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H. et al. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motionŠpart I : ankle, hip, and spine*. Journal of biomechanics, vol. 35, n° 4, pages 543–548, 2002.

- [Wu2005] Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H., Makhssous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X. et al. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion* Part II : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, vol. 38, n° 5, pages 981–992, 2005.
- [Xiang2010] Xiang, Y., Arora, J. S. et Abdel-Malek, K. *Physics-based modeling and simulation of human walking : a review of optimization-based and other approaches*. *Structural and Multidisciplinary Optimization*, vol. 42, n° 1, pages 1–23, 2010.
- [Yilmaz1995] Yilmaz, E. H. et Warren, W. H. *Visual control of braking : A test of the !thau-dot hypothesis*. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, vol. 21, n° 5, page 996, 1995.
- [Zarrugh1978] Zarrugh, M. et Radcliffe, C. *Predicting metabolic cost of level walking*. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, vol. 38, n° 3, pages 215–223, 1978.
- [Zatsiorsky1990] Zatsiorsky, V., Seluyanov, V. et Chugunova, L. *In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method*. *Bio-mechanics of human movement : Applications in rehabilitation, sports and ergonomics* (Edited by Berme, N. and Cappozzo, A.), pages 187–202, 1990.
- [Zeltzer1982] Zeltzer, D. *Motor control techniques for figure animation*. *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 2, n° 9, pages 53–59, 1982.
- [Zijlstra2003] Zijlstra, W. et Hof, A. *Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking*. *Gait & Posture*, vol. 18, pages 1–10, 2003.

Table des figures

1.1	Deux niveaux d'analyse de la marche.	3
1.2	Représentation simplifiée du corps humain.	4
1.3	les différentes phases de la foulée.	6
1.4	Les paramètres spatiaux de la marches.	7
1.5	Angle articulaire au cours d'une foulée.	9
1.6	Plan de covariance durant la locomotion.	9
1.7	Exemple de poulaine.	10
1.8	Trajectoire verticale du talon lors d'une foulée.	10
1.9	Les deux principales théories pour modéliser la marche.	11
1.10	Identification des pas en virage.	13
1.11	Stratégie de pose de pied dans un virage.	14
1.12	Paramètres spatiaux d'une foulée lors d'un virage.	15
1.13	Loi de puissance appliquée au centre de masse.	18
1.14	Reproductibilité des trajectoires locomotrices.	19
1.15	<i>Méthodologie de détermination de l'espace personnel.</i>	25
1.16	Profil de vitesse lors d'un croisement avec un piéton non réactif.	28
1.17	<i>Gaze movement angle</i>	31
1.18	Définition des paramètres de calcul du Tau.	32
1.19	Exemple de squelette numérique.	36
1.20	Modèle <i>Passive Dynamics Walking</i>	38
1.21	Représentation musculo-squelettique du membre inférieur.	39
1.22	Les étapes du projet.	42

2.1	Calcul de la distance minimale prédite.	44
2.2	Exemple de MPD et effets cumulés des sujets.	45
2.3	Effets en vitesse et en orientation sur la MPD pour chaque sujet.	46
2.4	Contributions individuelles moyennes à l'évitement de la collision.	46
2.5	Environnement expérimental de l'étude 1.	48
2.6	Intégralité des MPD.	50
2.7	Evolution de la mpd entre tSee et tCross.	51
2.8	Répartition des essais par distances initiales croissantes.	51
2.9	Effets instantanés moyens.	53
2.10	Effets cumulés moyens.	53
2.11	Contribution et stratégie de chacun des deux participants dans l'évitement de collision.	54
2.12	Effets instantané en fonction de la vitesse.	55
2.13	Analyse en moyenne glissante des effets cumulés.	56
2.14	Analyse en moyenne glissante des contributions à l'évitement de collision. . . .	57
2.15	Répartition des essais par distances initiales croissantes dans l'étude de référence.	58
3.1	Configurations permettant de générer les différentes trajectoires de l'étude 2 .	63
3.2	Environnement expérimental de l'étude 2	64
3.3	Placement des marqueurs pour l'étude 2	66
3.4	Exemple de poulaine dans le cas d'une trajectoire avec un changement de direction extrême.	67
3.5	Définition de la largeur du pas.	68
3.6	Exemple de réalisation de la trajectoire I.	69
3.7	Trajectoires générées et erreurs RMS pour deux conditions.	70
3.8	Durée d'un pas en fonction de la vitesse.	72
3.9	Longueur de pas en fonction de la vitesse du centre de masse.	73
3.10	Longueur de pas en fonction de longueur curviligne.	74
3.11	Delta de longueur curviligne en fonction du delta de courbure de la trajectoire.	74
3.12	Largeur de pas en fonction de la courbure de la trajectoire.	75
3.13	Largeur de pas en fonction de l'accélération normale du centre de masse. . . .	76

3.14	Processus de modélisation de la position de l'attaque de talon.	76
3.15	Modélisation de la position d'une attaque de talon.	78
3.16	Répartition des erreurs de modélisation de la longueur.	81
3.17	Répartition des erreurs de modélisation de la largeur.	82
3.18	Répartition des erreurs de modélisation des positions.	83
3.19	Résultats pour les différents k du LKOut pour les trois premières tranches d'erreur.	84
3.20	Erreur moyenne en fonction du nombre de sujets pris pour l'apprentissage des paramètres.	84
3.21	Vitesse théorique en fonction de la vitesse mesurée.	86
3.22	Représentation dans l'espace courbure-vitesse des pas en ligne droite.	88
3.23	Comparaison des valeurs réelles d'accélération normale avec les valeurs modélisées.	89
4.1	Représentation graphique du squelette numérique.	95
4.2	Butées articulaires.	96
4.3	Modélisations du pied.	97
4.4	Distance normalisée.	99
4.5	Effets compensatoires de l'hyper-extension de la cheville au niveau du genou.	101
4.6	Trajectoire verticale du talon en fonction de la distance normalisée.	102
4.7	Influence des pondérations.	103
4.8	Profil de déplacements verticaux du talon en oscillation pour les pas simulés.	104
4.9	Angles articulaires mesurés et simulés pour la jambe en oscillation.	106
4.10	Angles articulaires mesurés et simulés pour la jambe d'appui.	106
4.11	Angles articulaires moyen mesurés et simulés.	107
4.12	Flexion du genou mesurée avec le port d'une orthèse.	108
4.13	Flexion du genou mesurée et simulée avec le port d'une orthèse.	108

Liste des tableaux

2.1	Temps entre les différents instants clés.	52
2.2	Lien entre la MPD aux différents instants clés et La distance initiale.	54
2.3	Lien entre les différentes durées et la distance initiale.	55
2.4	Coefficient de corrélation entre distance initiale et effets intra-individuels moyens.	56
2.5	Coefficient de corrélation entre distance initiale et stratégies d'évitement de collision.	57
2.6	Coefficient de corrélation entre distance initiale et stratégies d'évitement de collision.	57
3.1	Caractéristiques anthropométriques de la population d'étude.	62
3.2	Repères anatomiques associés au placement des marqueurs de l'étude 2.	65
3.3	Vitesses moyennes générées pour chaque condition de vitesse.	71
3.4	Courbure de trajectoires moyennes générées pour chaque condition de vitesse.	71
3.5	Coefficients de variation inter-sujet de la vitesse de marche.	71
3.6	Répartition du nombre de pas détectés comme des pas en virage pour <i>ST</i>	72
3.7	Répartitions du nombres de pas détectés comme des pas en virage pour <i>CT</i>	73
3.8	Erreur sur la durée d'un pas.	79
3.9	Erreur sur la vitesse du centre de masse.	79
3.10	Erreur sur la courbure moyenne.	79
3.11	Erreur sur la longueur curviligne.	80
3.12	Erreur sur la longueur de pas.	80
3.13	Erreur sur la largeur du pas (par la courbure moyenne de la trajectoire).	81
3.14	Erreur sur la largeur du pas (Par l'accélération normale).	82

3.15	Distance entre positions modélisées et positions réelles.	83
3.16	Erreur RMS moyenne pour chaque trajectoire.	85
3.17	Coefficient de variation intra-individuels de la vitesse	87
3.18	Comparaison des vitesses et courbures moyennes par pas entre nos données et celle de Olivier2008.	87
4.1	Erreur rms pour chaque ddl réparties par sujet de l'étude 2.	104
4.2	Erreur rms pour chaque ddl réparties par sujet de l'étude 2.	105
4.3	Erreur rms pour chaque ddl réparties par sujet.	107
4.4	Erreurs RMS moyennes pour chaque ddl de la jambe droite et pour chaque sujet avec une flexion plantaire de 10°.	109
4.5	Erreurs RMS moyennes pour chaque ddl de la jambe droite et pour chaque sujet avec une flexion plantaire de 20°.	110
4.6	Erreurs RMS moyennes pour chaque ddl de la jambe droite et pour chaque sujet avec une flexion plantaire maximale.	110

Publications liées à la thèse

Les travaux liés à cette thèse ont donné lieu aux publications suivantes :

- ▶ Olivier A.-H., Marin A., Crétual A. et Pettré J. *Minimal predicted distance : A common metric for collision avoidance during pairwise interactions between walkers*. Gait and posture, n° 36, pages 399-404, 2012.
- ▶ Olivier A.-H., Marin A., Crétual A., Berthoz A. et Pettré J. *Collision avoidance between two walkers : Role-dependent strategies*. Gait and posture, n° 38, pages 751-756, 2013.

Discographie

1. **I was made for lovin' you**, Kiss, *Dynasty* (1979).
2. **Elle est belle**, la Rue Ketanou, *A contre sens* (2009).
3. **Hotel california**, Gipsy king, *B.O. The big Lebowski* (1998).
4. **Le petit chose**, Tryo, *Faut qu'ils s'activent* (2000).
5. **La valse à mille temps**, J. Brel, *La valse à mille temps* (1959).
6. **Went your way**, Lorenzo's music, *Solamente Tres Polabras* (2005).
7. **Apocalyspe 894**, Stupeflip, *Hypnoflip invasion* (2011).
8. **Mams'elle bulle**, Les Ogres de barback, *Pitt Ocha* (2003).
9. **Gem lé moch'**, Stupeflip, *Hypnoflip invasion* (2011).
10. **Bienvenu dans la secte**, la Secte phonétik, *La Réunion des Text Addicts* (2009).
11. **La chanson des vieux amants**, J. Brel, *67* (1967).
12. **Bristol**, Herman dune, *Giant* (2006).
13. **Me and Bobby McGee**, Janis Joplin, *Pearl* (1971).
14. **Reckoning song**, Asaf Avidan, *The Reckoning* (2008).
15. **Laisse pas trainer ton fils**, NTM, *Suprême NTM* (1998).
16. **Nantes**, Beirut, *The flying club cup* (2007).
17. **I will survive**, Cake, *Fashion nugget* (1996).
18. **L'indécision**, Da Silva, *Décembre en été* (2005).
19. **Plus dur, meilleur, plus rapide, plus fort**, La pompe moderne, *Greatest hits* (2009).
20. **Sugar cane**, Izia, *Izia* (2009).
21. **Big balls**, AC-DC, *Dirty deeds done dirt cheap* (1976).
22. **C'est l'caramel sur la cerise**, R-Wan, *Radio cortex* (2006).
23. **Rue du temps**, Les Ogres de barback, *Croc' Noces* (2001).
24. **Association de gens normals**, Svinkels feat TTC, *DJ Pone réveille le Svink* (2005).
25. **Les mots**, La Tordue, *En vie* (2002).
26. **Quitte à t'aimer**, Hocus pocus, *Place 54* (2007).
27. **Cahi en la trampa**, Manu Chao, *Radio Bemba Sound System* (2002).
28. **Sha La la**, Mano Solo, *La marche* (2002).
29. **Marlène**, Noir désir, *Tostaky* (1992).

30. **Side to Side**, Blackalicious, *The Craft* (2005).
31. **Dirge**, Death in Vegas, *The Contino sessions* (1999).
32. **Papillons**, les Wiggles, *Moi d'abord* (2005).
33. **Blizzard**, Fauve, *Blizzard* (2013).
34. **Breezeblocks**, Alt-J, *An awesome wave* (2012).
35. **The Pirate's gospel**, Alela Diane, *The Pirate's gospel* (2006).
36. **Private Lily**, Moriarty, *Gee Whiz But This is a Lonesome Town* (2008).
37. **Hey you**, Pigeon john, *Dragon slayer* (2009).
38. **Old flame**, Arcade fire, *Arcade fire* (2003).
39. **Paris**, Vincha, *Si si la famille* (2013).
40. **Situations**, Jack Johnson, *In between dreams* (2005).
41. **Loca**, Chico Trujillo, *Plato Único Bailable* (2008).
42. **Choukoun**, Carlton Rara, *Peyi blue* (2008).

Le mouvement segmentaire au service du déplacement dans la marche : analyse couplée des deux niveaux.

La marche est un mécanisme complexe impliquant l'élaboration de trajectoires dans des milieux divers et variés et la réalisation des mouvements segmentaires qui permettent de les parcourir. Elle est alors dépendante de l'environnement, des obstacles et autres individus qui le peuplent mais également des capacités physiques du corps humain. De part cette complexité, l'étude de la marche est généralement compartimentée en deux niveaux : la génération de trajectoires locomotrices d'une part et les mouvements des membres d'autre part. Ce travail vise à proposer un processus complet d'analyse de la marche, en s'intéressant au lien unissant les trajectoires locomotrices aux mouvements segmentaires. Dans un premier temps nous nous intéressons à la génération de trajectoires. Plus particulièrement, nous nous focalisons sur une situation de croisement entre deux piétons et sur les stratégies mises en place pour éviter la collision. Puis, nous portons notre attention sur la manière dont les endroits de pose de pieds sont influencés par la trajectoire. Cette analyse nous conduit à proposer un modèle de génération d'empreintes de pas. Enfin, nous nous intéressons à la générations des trajectoires articulaires menant au mouvement de marche. Par l'utilisation de la méthode de linéarisation locale nous proposons une nouvelle méthodologie pour la simulation de la marche à partir d'une entrée unique : la prochaine empreinte pas.

Mots clés : Locomotion, cinématique inverse, évitement de collision, trajectoires locomotrices.

Walking movement and trajectory : a combined analysis of the two levels.

Walking is a complex mechanism involving trajectories generation in various environments and motion generation in order to follow the path. Then, it is dependent on environment, obstacles and peoples moving around but also on body capabilities. This complexity lead scientits to split walking analysis in two levels : trajectory generation in one hand, and motion generation in the othe hand. This work aim to provide a global walking analysis processus by linking trajectorires and motion generation. First, we explore walking trajectories throw a particular situation : pedestrians crossing. Here we take interest in trajectories and speed adaptations. Then, we sink for the link between trajectory and heelstrike. It lead us to develop a model for heelstrike generation based on trajectory. Finally, we take interest in walking motion simulation. By the use of local linearization, we provide a new methodology for joints joints angles generation.

Keywords : Locomotion, inverse kinematics, obstacle avoidance, trajectory generation.